



**INSTITUTO POLITÉCNICO DE COIMBRA**  
**INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE COIMBRA**

**Caracterização de uma Câmara de Tomografia por Emissão  
de Positrões, segundo as Normas NEMA NU2**

**Relatório de Projeto para a obtenção do grau de Mestre em**  
**Instrumentação Biomédica**

**Autor**

**Cláudia Carina Cunha Barbosa**

**Orientação**

*Doutora Fernanda M. Coutinho*  
*Doutor Miguel Couceiro*

**Maio de 2017**





Mestrado em Instrumentação Biomédica

---

**Caracterização de uma Câmara de Tomografia por  
Emissão de Positrões, segundo as Normas NEMA  
NU2**

Relatório de Projeto apresentado para a obtenção do grau de Mestre em  
Instrumentação Biomédica

**Autora**

**Cláudia Carina Cunha Barbosa**

**Orientador**

**Doutora Fernanda M. Coutinho (Professor Adjunto, DEE/ISEC)**

**Doutor Miguel Couceiro (Professor Adjunto, DFM/ISEC)**

**Coimbra, maio 2017**



*Dedico, com enorme orgulho, honra e gratidão o presente trabalho à minha família e  
namorado que me deram todo o apoio ao longo deste percurso.  
Aos meus amigos que sempre me incentivaram e ajudaram para ultrapassar as dificuldades  
ao longo do mestrado.*



## **AGRADECIMENTOS**

Ao Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, a oportunidade e o privilégio de frequentar este Mestrado que em muito contribuiu para o enriquecimento da minha formação académica e científica.

Ao Professor Doutor Miguel Couceiro, pelo apoio ao longo de todo o projeto e pela constante partilha de conhecimento que contribuiu para o sucesso do mesmo. Agradeço ainda toda a sua disponibilidade, preocupação e motivação no decorrer de todo o projeto.

À Professora Doutora Fernanda Coutinho, pela enorme disponibilidade que sempre demonstrou para acompanhar este trabalho. Obrigada pelas suas palavras de motivação e encorajamento que em muito ajudaram a ultrapassar esta etapa. Obrigada também pelo seu profissionalismo e apoio em todo o trabalho.

Ao Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde, em especial ao Professor Doutor Nuno Ferreira Chichorro, Professor na Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra e Investigador na referida instituição, por me proporcionar todas as condições necessárias para o desenvolvimento do meu trabalho de Projeto. Agradeço todo o seu empenho para que houvesse Fluor-18 disponível na realização dos testes. Assim como agradeço toda a sua disponibilidade para realização do trabalho.

Aos meus pais e irmãos, agradeço por todas as palavras de motivação e compreensão. Um especial obrigado à minha mãe, *Emília*, por ser uma mãe com um M muito muito grande!

Ao Rui, obrigada por todo o amor, carinho e companheirismo demonstrado ao longo desta etapa.

Aos meus colegas de trabalho do Serviço de Medicina Nuclear do CHUC, em especial à Izilda Ferreira, Soraia Mendes e Mónica Silva, obrigada por toda a compreensão, ajuda e incentivo.

Às minhas amigas Liliana, Catarina, Patrícia e Rita por todo o incentivo, carinho, paciência e ajuda nas tarefas domésticas.

Por último, mas não menos importante agradeço aos meus colegas da turma de Mestrado por toda a partilha de conhecimento e, em especial à Jessica Vital por todo o apoio ao longo deste longo percurso. Agradeço ainda, aos restantes amigos pelos momentos de abstração.



## RESUMO

*A avaliação dos parâmetros de desempenho de um equipamento é vital para demonstrar que este atende às características especificadas pelo fabricante e está adequado para estudos clínicos. Este trabalho teve como principal objectivo avaliar e analisar os principais parâmetros de desempenho de um tomógrafo PET/CT da Philips Gemini GXL, instalado no Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde (ICNAS), nomeadamente a resolução energética, a resolução espacial, a sensibilidade, a fração de dispersão, as taxas de contagem e a qualidade de imagem (contraste). Os referidos parâmetros de desempenho foram aferidos de acordo com as normas NEMA NU2, versão de 2001.*

*Constatou-se que a resolução espacial a 1cm é de 5,59 mm, superior ao valor de 5,1 mm especificado pelo fabricante. Verificou-se que a fração de dispersão medida de 39,32% se encontra 9,4% acima do valor de 35% documentado pelo fabricante. Relativamente à sensibilidade ao centro, o valor aferido de 5314 cps/MBq ao centro é 21,7% superior ao divulgado pelo fabricante (4365 cps/MBq). O valor do contraste identificado em todas as esferas é sempre inferior aos valores reportados. Por último, não foi possível medir o pico de NECR, devido à baixa atividade na fonte à hora do início do teste. No entanto, o valor de NECR medido é ligeiramente mais baixo, cerca de 60 Kcps para uma concentração de atividade de 11 kBq/cc, relativamente às especificações publicadas para a mesma concentração que é de 70 Kcps.*

*Verificou-se assim que os valores obtidos dos parâmetros avaliados aproximam-se dos publicados pelo fabricante. Não obstante, a aquisição dos dados em list mode para posterior determinação dos parâmetros, segundo as formulas apresentadas nas normas NEMA, será um futuro trabalho possível.*

**Palavras-chave:** NEMA NU 2-2001, PET/CT Philips Gemini GXL, testes de verificação



## ABSTRACT

*The evaluation of the performance parameters of an equipment is vital to demonstrate that it meets the characteristics specified by the manufacturer and is suitable for clinical studies. The main goal of this work was to measure and analyse the main performance parameters of a Philips Gemini GXL PET / CT scanner, installed in the Institute of Nuclear Applied to Health (ICNAS), namely energy resolution, spatial resolution, sensitivity, Scatter fraction, count rates, and image quality (contrast). These performance parameters were measured according to the NEMA NU2 2001 version.*

*It was found that the spatial resolution at 1cm is 5.59mm, higher than the 5.1mm value specified by the manufacturer. It was verified that the 39.32% of scatter fraction obtained in this work is 9.4% higher than that of 35% documented by the manufacturer. Regarding centre sensitivity, the measured value of 5314 cps/MBq at the centre is 21.7% higher than that reported by the manufacturer (4365 cps/MBq). The contrast value identified in all spheres is always lower than the values reported. Finally, it was not possible to measure the NECR peak because of the low activity in the source at the time of the start the test. However, the measured NECR value is slightly lower, about 60 Kcps for an activity concentration of 11 kBq/cc, compared to the published specifications, for the same concentration which is 70 Kcps.*

*It was verified that the obtained values of the evaluated parameters approximates those published by the manufacturer. Nevertheless, the acquisition of the data in list mode for later determination of the parameters, according to the formulas presented in the NEMA standards, will be a possible future work.*

**Keywords:** NEMA NU 2-2001, PET/CT Philips Gemini GXL, verification tests



## ÍNDICE

<b>CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO 2: PRINCÍPIOS FÍSICOS RELEVANTES EM PET .....</b>	<b>5</b>
2.1. <i>Decaimento Radioativo</i> .....	5
2.1.1. Lei de Decaimento Radioativo .....	5
2.1.2. Decaimento $\beta^+$ .....	5
2.1.3. Captura electrónica .....	6
2.2. <i>Interação da radiação com a matéria</i> .....	6
2.2.1. Radiação de Aniquilação .....	6
2.2.2. Efeito fotoelétrico .....	7
2.2.3. Efeito Compton .....	7
<b>CAPÍTULO 3: TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE POSITRÕES (PET).....</b>	<b>9</b>
3.1. <i>Constituição dos tomógrafos PET</i> .....	9
3.2. <i>Detecção em Coincidência</i> .....	10
3.3. <i>Tipos de Eventos Detectados</i> .....	10
3.3.1. Coincidências verdadeiras .....	11
3.3.2. Coincidências dispersas .....	11
3.3.3. Coincidências aleatórias .....	12
3.3.4. Coincidências múltiplas .....	12
3.4. <i>Avaliação de Desempenho de Tomógrafos PET</i> .....	12
3.4.1. Resolução energética .....	13
3.4.2. Resolução espacial .....	13
3.4.3. Sensibilidade .....	16
3.4.4. Medida da fração de dispersão, das contagens aleatórias e dispersas .....	18
3.4.5. Taxa de contagens equivalente ao ruído (NECR), contagens perdidas .....	21
3.4.6. Qualidade de imagem (contraste) .....	22
<b>CAPÍTULO 4: PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....</b>	<b>27</b>
4.1. <i>Setup Experimental</i> .....	27
4.2. <i>Caraterísticas PET Gemini GXL Philips</i> .....	28
4.3. <i>Resolução energética</i> .....	29
4.3.1. Preparação da fonte pontual .....	29
4.3.2. Descrição prática .....	30
4.4. <i>Resolução espacial</i> .....	30
4.4.1. Preparação da fonte pontual .....	30
4.4.2. Descrição prática .....	30

---

4.4.3. Resolução espacial transaxial.....	30
4.4.4. Resolução espacial axial .....	31
4.5. <i>Sensibilidade</i> .....	32
4.5.1. Preparação do fantoma .....	32
4.5.2. Descrição prática.....	32
4.6. <i>Fracção de dispersão, Contagens dispersas e aleatórias</i> .....	34
4.6.1. Preparação do fantoma de dispersão .....	34
4.6.2. Descrição prática.....	34
4.7. <i>Qualidade de imagem</i> .....	34
4.7.1. Preparação do fantoma .....	34
4.7.2. Descrição prática.....	35
<b>CAPÍTULO 5: RESULTADOS</b> .....	<b>37</b>
5.1. <i>Resolução energética</i> .....	37
5.2. <i>Resolução espacial</i> .....	37
5.3. <i>Sensibilidade</i> .....	38
5.4. <i>Fracção de dispersão, Contagens aleatórias e dispersas</i> .....	40
5.5. <i>Qualidade de imagem</i> .....	42
5.6. <i>Discussão</i> .....	43
<b>CAPÍTULO 6: CONCLUSÃO E TRABALHO FUTURO</b> .....	<b>47</b>
6.1. <i>Conclusão</i> .....	47
6.2. <i>Trabalho futuro</i> .....	48
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>49</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema ilustrativo da composição de um PET/CT (retirado de (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005)).....	2
Figura 2 - Esquema do decaimento beta, seguido de aniquilação de um positrão com um eletrão do qual resultam dois fotões de 511keV emitidos na mesma direcção mas em sentidos opostos (adaptado de (Saha, 2010)).....	7
Figura 3 - Interação da radiação com a matéria. (a)efeito fotoelétrico. (b) efeito de <i>Compton</i> . (retirado de (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005)).....	8
Figura 4 –Configurações dos detetores nos sistemas PET. a) detetores em anel circular, b) disposição hexagonal dos detetores, c) Detectores contínuos de placas curvas de NaI(Tl). Retirado de (Saha, 2010) .....	9
Figura 5 –Sistema de detecção em PET.....	10
Figura 6 - Tipos de eventos de coincidência em PET. (a) evento de coincidência verdadeira. (b) evento de coincidência dispersa. (c) evento de coincidência aleatória. (d) evento de coincidência múltipla (adaptado de (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005)).....	11
Figura 7 - Resolução espacial radial e tangencial na direcção transaxial. ....	14
Figura 8 - Representação das posições da fonte pontual segundo o plano transversal (retirado de (Sousa, 2013)). ....	15
Figura 9 - Função de resposta a um ponto ao longo de uma dada direcção com determinação do FWHM e FWTM por interpolação gráfica (retirado de (NEMA(2001), 2001)). ....	15
Figura 10- Fantoma com 5 mangas de alumínio concêntricas utilizado para determinação da sensibilidade de um tomógrafo PET (retirado de (Capintec)).....	17
Figura 11 - Fantoma de <i>scatter</i> (retirado de (Capintec)).....	19
Figura 12 –Integração das contagens do fundo dentro e fora de 40mm de tira (NEMA(2001), 2001).20	
Figura 13 - Fantoma IEC body (retirado de (About us: ELSE Internal Production)).....	23
Figura 14 - Tomógrafo PET/CT Gemini GXL Philips (retirado de (CapMed+)). ....	27
Figura 15 - Material para a execução dos testes NEMA NU-2001. ....	28
Figura 16 – Determinação da resolução espacial. (a) Esquema de montagem. (b) Posição da fonte...30	
Figura 17 - Esquema da fonte pontual deslocada de 1cm do centro segundo o eixo y.....	31
Figura 18 - Esquema da colocação da fonte a 10cm, segundo o eixo x .....	31
Figura 19 - Posicionamento da fonte para determinação da resolução espacial axial. ....	32
Figura 20 - Alinhamento do fantoma de sensibilidade, com auxílio de lasers. ....	33

---

Figura 21 - Posicionamento do fantoma da sensibilidade. (a) Fantoma ao centro. (b) Fantoma a 10cm do centro. ....	33
Figura 22 - Alinhamento do fantoma de scatter. ....	34
Figura 23 - Posicionamento dos fantasmas <i>IEC body</i> e <i>Scatter</i> para o teste NEMA de qualidade de imagem. ....	35
Figura 24 - Sensibilidade ao centro. (a) Variação da sensibilidade por corte. (b) Taxa de contagens com correção do decaimento por espessura de atenuação (são assinalados 5 pontos correspondentes às 5 mangas do fantoma utilizado). ....	39
Figura 25 - Sensibilidade a 10cm do centro. (a) Variação da sensibilidade por corte. (b) A espessura de atenuação é relacionada com as contagens com correção do decaimento adquiridas. ....	39
Figura 26 - Variação das contagens em cada corte adquirido. ....	40
Figura 27 - Variação da taxa de eventos verdadeiros, aleatórios, dispersos e a soma de todos por concentração de atividade. ....	41
Figura 28 - Variação da fração de dispersão ao longo da variação da concentração de atividade. ....	41
Figura 29 - Variação do valor do NECR1r e NECR2r ao longo da variação da concentração da atividade. ....	42
Figura 30 - Alinhamento das ROIs, tendo em conta a esfera de 22mm. ....	43

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Formulas para o cálculo da resolução espacial segundo o eixo x, y, e z (NEMA(2001), 2001)	16
Tabela 2 - Características técnicas dos componentes do PET Gemini GXL Philips (Sathiakumar, Som, Eberl, & Lin, 2010).	29
Tabela 3 - Medidas da resolução energética.	37
Tabela 4 - Medidas obtidas para a resolução espacial na direção transversal.	37
Tabela 5 - Medidas obtidas para a resolução espacial na direção axial.	38
Tabela 6 - Valores resultantes do teste efetuado relativos à fração de dispersão, pico da taxa de contagens, NECR e concentração de atividade no pico de NECR a 1r e a 2r.	40
Tabela 7 - Valores de contraste e variabilidade para cada esfera.	43



---

**ABREVIATURAS**

---

---

<b>Sigla</b>	<b>Significado</b>
AFOV	<i>Axial Fiel of View</i> (Campo de visão axial)
BGO	Germanato de bismuto
CG	Câmara-Gama
CT	<i>Computed Tomography</i> (Tomografia Computorizada)
FOV	<i>Field Of View</i> (Campo de visão)
FWHM	<i>Full Width at Half Maximum</i> (Largura a meia altura)
FWTM	<i>Full Width at Tenth Maximum</i> (Largura a um décimo de altura)
LOR	<i>Line Of Response</i> (Linha de resposta)
MN	Medicina Nuclear
NECR	<i>Noise Equivalent Count Rate</i> (Taxa de contagens equivalente ao ruído)
NEMA	<i>National Electrical Manufacturers Association</i>
PET	<i>Positron Emission Tomography</i> (Tomografia por Emissão de Positrões)
PSF	<i>Point spread function</i> (Função de resposta a um ponto)
ROI	<i>Region Of Interest</i> (Região de interesse)
SF	<i>Scatter Fraction</i> (Fração de dispersão)
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i> (Tomografia computadorizada por emissão de fóton único)
SSR	<i>Single Slice Rebinning</i>
SUV	<i>Standardized Uptake Value</i> (valor de captação padrão)

---



## CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO

A Medicina Nuclear (MN) em geral é uma técnica de diagnóstico imagiológica funcional destinada a observar processos fisiológicos, fazendo para isso uso de moléculas com afinidade pelos processos em estudo e marcadas com núcleos radioactivos (radionuclídeos). A estas moléculas marcadas dá-se o nome de radiofármacos.

Os núcleos radioactivos são instáveis e decaem para estados mais estáveis com emissão de radiação. No caso da MN, os radionuclídeos utilizados decaem com emissão de radiação gama, ou por processos que levam à emissão de radiação gama. A radiação emitida é então detectada por detectores de radiação apropriados, permitindo criar uma imagem que, idealmente, representa a biodistribuição do radiofármaco.

Quando administrados ao paciente, os radiofármacos acumulam-se em órgãos ou em aglomerados celulares, com os quais têm afinidade. Isto permite que a imagem da MN mostre a extensão de um processo de doença no corpo, com base na função celular e fisiológica, em vez de depender de alterações físicas na anatomia do tecido. Nesta técnica de imagem, a radiação é emitida de dentro do corpo (radiação proveniente do radiofármaco injetado) em vez de ser gerada por uma fonte externa, como é o caso da Radiologia. Esta radiação emitida pelo paciente é registada por equipamentos médicos denominados Câmaras-Gama (CG) (Infinityurgent - in vivo small animal imaging lab, 2004) (Dondi, et al., 2009). Em alternativa, o registo de imagem também pode ser conseguido através de um equipamento de Tomografia por Emissão de Positrões (PET).

É usual associar a descoberta da imagiologia com radiação proveniente da aniquilação de positrões ao início da década de 1950, tendo as primeiras imagens de pacientes com suspeita de tumores cerebrais sido obtidas com dois detectores de iodeto de sódio colocados em oposição (Portnow, 2013) (Brownell, 1999). Com a descoberta de novos materiais para os detetores foi possível chegar à imagem tridimensional (Brownell, 1999). Mais tarde, em 1990 surgiu, por Townsend, Nutt e colegas de trabalho, a proposta de combinar PET e Tomografia Computorizada (CT). No ano seguinte, surge o tomógrafo PET/CT em que os componentes do CT foram introduzidos nos espaços entre os detetores de PET. Verificaram que este equipamento não era viável devido à complexidade dos componentes de raio-X no suporte rotativo. Deste modo, ainda nesse mesmo ano, o sistema PET foi montado na parte traseira do sistema CT. Assim, todo o sistema de PET e CT foi tomado como um único conjunto de aquisição alojado numa única tampa. O primeiro protótipo operacional surge em 1998, projetado e construído pela Siemens na Universidade de Pittsburgh (Townsend D. W., 2008).

Atualmente os tomógrafos PET possuem a configuração descrita, em que são constituídos por um sistema de suporte do doente e por uma *gantry* onde se encontram os sistemas CT e PET, separadamente. Este sistema único compreende vantagens sobre a aquisição de imagens em sistemas separados, pelo facto de a posição do doente ser mantida durante a aquisição, o que permite um melhor alinhamento e correção de imagens de ambas as modalidades.

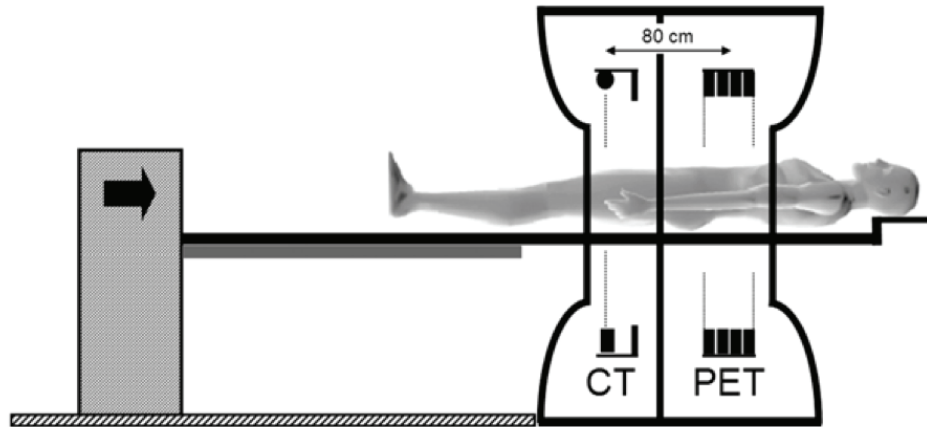


Figura 1 - Esquema ilustrativo da composição de um PET/CT (retirado de (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005)).

Os radionuclídeos usados em PET decaem por um processo que resulta na conversão de um próton num neutrão e emissão de um positrão (partícula  $\beta^+$ , que é a antimatéria do electrão) e ainda de um neutrino ( $\nu$ ), que, em termos práticos, e no que à PET diz respeito, é uma partícula sem massa e sem carga eléctrica. Este processo toma o nome de decaimento  $\beta^+$ , ou decaimento por emissão de positrões. Sendo o positrão a antimatéria do electrão, quando estes se combinam com electrões do meio, aniquilam-se deixando de existir como matéria, dando lugar à emissão de radiação gama.

O tomógrafo PET deteta os fotões provenientes da aniquilação do positrão com um electrão do meio. Após a emissão do positrão, este percorre uma determinada distância sofrendo sucessivas colisões até atingir a termalização, combinando-se então com um electrão do meio, aniquilando-se. São então produzidos no mínimo dois fotões, que são emitidos quase com a mesma direcção, mas em sentidos opostos, fazendo um ângulo entre eles de aproximadamente  $180^\circ$ . Os dois fotões têm energia de  $511 \text{ keV}^1$  cada, a fim de respeitar a lei de conservação do momento linear. Estes são detectados por um par de detectores em oposição espacial e com colimação electrónica, de tal modo que só é registada uma detecção se a diferença de tempo entre os instantes de detecção dos dois fotões for inferior a um determinado valor designado por "Janela de Tempo de Coincidência". Ou seja, a detecção consiste naquilo a que se chama uma coincidência, que é caracterizada pela detecção de dois fotões registados num dado intervalo de tempo, por detetores diametralmente opostos, detecção essa que define o que se designa por linha de resposta (LOR).

Atualmente, todos os PET/CT oferecem a possibilidade de se realizar a CT com qualidade de diagnóstico. No entanto, opta-se maioritariamente por adquirir CT de baixa dose (não

---

<sup>1</sup>  $1 \text{ keV}$  é igual a  $1000\text{eV}$ . Sendo que  $1\text{eV}$  é igual à energia cinética ganha por um electrão quando este é acelerado a por uma diferença de potencial igual a  $1\text{V}$ , e corresponde a  $1,602 \times 10^{-19}\text{J}$ .

diagnóstica), utilizada para efeitos de correção de atenuação e para co-registo de imagem anatômica e funcional, isto é, para conferir referenciação anatômica das lesões detetadas em PET. Os testes à unidade CT não serão abordados no presente trabalho.

A análise das imagens PET/CT permite a localização de lesões e, muitas vezes a quantificação do valor de captação padrão (SUV - do inglês *Standardized Uptake Value*). Esta quantificação é altamente dependente das características de desempenho da instrumentação e da precisão dos algoritmos de correção e reconstrução de imagem. Assim, o desempenho estável, preciso e reproduzível da instrumentação clínica e da qualidade das imagens adquiridas impõe a realização de testes ao equipamento e a sua consequente monitorização em diversos momentos. Pelo exposto, após a instalação do equipamento PET/CT, é essencial efetuar os testes de calibração e os testes de aceitação do tomógrafo, de modo a garantir que o equipamento cumpre as normas e as especificações do fabricante, bem como estabelecer padrões/valores de referência de desempenho do equipamento para efeitos comparativos com os subsequentes testes de garantia e controlos de qualidade de rotina.

Para avaliar os parâmetros de desempenho de um equipamento PET existem definidas normas onde se descrevem os procedimentos a serem executados e os cálculos para a determinação dos parâmetros. Um dos conjuntos de normas mais conhecido e utilizado é o NU2 definido pela *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) que são amplamente usadas pelos fabricantes para especificar os parâmetros de desempenho dos seus tomógrafos PET. A realização de testes em diferentes momentos com as referidas normas, para além de permitir verificar o cumprimento das especificações do vendedor, bem como detectar alterações graduais em termos de desempenho, por exemplo devidas a falhas e trabalhos de manutenção nos equipamentos, possibilitando ainda a comparação entre tomógrafos de diferentes fabricantes e/ou que empregam diferentes soluções tecnológicas. As medidas padronizadas resultantes podem ser citadas pelos fabricantes para especificar os níveis de desempenho dos tomógrafos. Alguns dos principais parâmetros das normas NEMA NU2 são:

- Sensibilidade;
- Resolução Espacial;
- Fração de dispersão;
- Taxas de contagem;
- Qualidade de imagem (Pedroso Lima, 2008).

Neste trabalho de projeto pretende-se avaliar e analisar o desempenho do equipamento PET/CT GXL GEMINI da Philips, instalado no Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde (ICNAS) usando das normas NEMA NU 2 - 2001. Os resultados dos testes efetuados permitem avaliar o desempenho atual do tomógrafo e comparar os valores obtidos para os diferentes parâmetros de desempenho, com os valores obtidos por outros autores que realizaram os mesmos testes a tomógrafos do mesmo modelo e marca.

O tema proposto é importante na MN, nomeadamente na área de especialização de PET, uma vez que na maioria das aplicações clínicas de PET/CT se recorre à quantificação de imagem,

que é altamente dependente, entre outros fatores, das características de desempenho da instrumentação utilizada. Portanto, a realização de testes ao equipamento periodicamente, para verificação das suas características, é fulcral para os serviços de MN, uma vez que um equipamento em plenas condições de funcionamento, contribui para que se efetue uma gestão eficiente do serviço e, adicionalmente, para que não se desperdicem recursos (humanos e financeiros) por adiamento/repetição de exames. E, especialmente, porque garante que as avaliações diagnósticas das imagens sejam precisas e de confiança.

O presente capítulo introduziu o tema e contextualiza o leitor com o projeto, expondo a importância do trabalho, a sua motivação e os principais objetivos a atingir.

No Capítulo 2 serão descritos os principais conceitos físicos relevantes em PET.

No Capítulo 3 apresenta-se a constituição de um tomógrafo PET, os tipos de eventos detetados e os parâmetros de avaliação de desempenho deste equipamento médico.

No Capítulo 4 descreve-se todo o procedimento executado para recolher e analisar os dados.

Os resultados dos testes efetuados são apresentados no Capítulo 5.

Por último, no Capítulo 6 são apresentadas as principais conclusões e ideias para trabalhos futuros.

## CAPÍTULO 2: PRINCÍPIOS FÍSICOS RELEVANTES EM PET

O presente capítulo descreve apenas os princípios físicos relevantes em PET. Na Secção 2.1, descrevem-se os conceitos do decaimento radioativo. Na Secção 2.2 é efetuada a descrição da interação da radiação com a matéria.

### 2.1. Decaimento Radioativo

#### 2.1.1. Lei de Decaimento Radioativo

Os isótopos radioativos são núcleos instáveis que decaem para um estado mais estável, de menor energia. A lei do decaimento é independente do tipo de decaimento e segue a lei exponencial

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1)$$

onde  $N_0$  é o número de núcleos radioativos no instante  $t = 0$  s,  $N(t)$  o número de núcleo num dado instante,  $t$ , e  $\lambda$  é a constante de decaimento, característica de cada radionuclídeo.

A taxa de decaimento para um núcleo instável em qualquer instante é chamada de atividade ( $A$ ) do radionuclídeo, e é igual ao produto da constante de decaimento pelo número de núcleos radioativos presentes na amostra em cada instante:

$$A(t) = \lambda N(t) = \lambda N_0 e^{-\lambda t} = A_0 e^{-\lambda t} \quad (2)$$

onde  $A_0$  é a atividade da inicial da amostra,  $A(t)$  é a atividade presente após o instante  $t$  (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005). A unidade do sistema internacional (SI) para atividade é o Becquerel (Bq), em que 1 Bq corresponde a uma desintegração por segundo. No entanto, é habitual usar-se como unidade de actividade o Curie (Ci), sendo que 1 Ci corresponde a  $3,7 \times 10^{10}$  decaimentos por segundo (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005) (Jadvar & Parker, 2005).

#### 2.1.2. Decaimento $\beta^+$

No núcleo, os prótons e os neutrões estão sujeitos à força nuclear forte, que assegura a sua coesão. Os prótons, para além da força nuclear forte, estão ainda sujeitos à força repulsiva de Coulomb.

O decaimento beta não implica a mudança de número de massa atómica e é explicado pela denominada interação-fracas, e que leva à emissão de partículas  $\beta^-$  (não relevante em PET) ou  $\beta^+$ .

No decaimento  $\beta^+$ , os núcleos instáveis ricos em prótons podem decair para um estado mais estável reduzindo o seu excesso de carga eléctrica positiva. O decaimento por emissão de positrões resulta na conversão de um próton num neutrão, pela emissão de um positrão ( $\beta^+$  - antipartícula do eletrão, com a mesma massa e carga oposta) e de um neutrino ( $\nu$  - partícula

sem carga elétrica e de massa desprezável) (Lin & Alavi, 2009). Este decaimento é representado por



### 2.1.3. Captura electrónica

A captura electrónica ocorre quando os núclídeos com excesso de prótons em relação ao isóbaro estável mais próximo, captam um electrão da camada electrónica mais interna, havendo então a conversão de um próton em um neutrão, com a emissão de um neutrino (Saha, 2010). Este processo, explicado pela interação fraca, e que compete com o decaimento  $\beta^+$ , pode ser representado por



Se a energia de transição for inferior a 1022 keV, o radionuclídeo decai por captura electrónica, mas se a energia de transição for superior a 1022 keV, o radionuclídeo pode decair por emissão de positrões ou por captura electrónica. Quanto maior for a energia de transição acima de 1022 keV, maior a probabilidade de decaimento por emissão de positrões (Saha, 2010).

## 2.2. Interação da radiação com a matéria

A interação de fótons com a matéria, apesar de não estar diretamente ligada ao processo através do qual se forma a imagem em PET, os fenómenos associados são essenciais porque os fótons interagem com o corpo, depositando energia tornando-os detetáveis. Essas interações provocam erros na deteção que necessitam de ser corrigidos (Saha, 2010). Os dois processos de interação de fótons com a matéria relevantes em PET são o efeito fotoelétrico e a dispersão de *Compton*. A radiação de aniquilação é o processo de interação dos positrões quando estes atravessam a matéria, sendo o princípio básico do PET, o qual será desenvolvido mais pormenorizadamente de seguida.

### 2.2.1. Radiação de Aniquilação

O processo de interação e a perda de energia dos positrões aquando da passagem pela matéria, ocorre pela combinação com electrões do meio resultando numa aniquilação do par positrão/electrão com emissão de radiação electromagnética. Este processo é chamado de aniquilação e é o princípio básico do PET (Sousa, 2013) (Pedroso Lima, 2008).

A aniquilação ocorre preferencialmente depois do par electrão/positrão ter perdido quase toda a sua energia cinética e atingido o equilíbrio térmico com o meio. Posto isto, o processo de perda de energia e paragem do positrão antes da aniquilação é usualmente chamado de termalização. O positrão perde a sua energia cinética por sucessivas colisões com átomos e moléculas do meio, acabando por sofrer aniquilação com um electrão, quando ambos se

encontram num estado muito próximo de repouso. A massa de repouso (a massa do elétron é de  $9,1093897 \times 10^{-31} \text{ Kg}$ , o equivalente a  $511 \text{ keV}/c^2$ ) das duas partículas é convertida em dois fótons de 511 keV cada. Devido à conservação do momento linear, que no instante imediatamente antes da aniquilação não é nulo, os dois fótons não são emitidos exatamente em direções opostas, mas apresentam um desvio entre as suas trajetórias de aproximadamente  $180 \pm 0,60^\circ$  (Lin & Alavi, 2009). A Figura 2 ilustra o princípio descrito (Dondi, et al., 2009) (Schmitz, Alessio, & Kinahan).

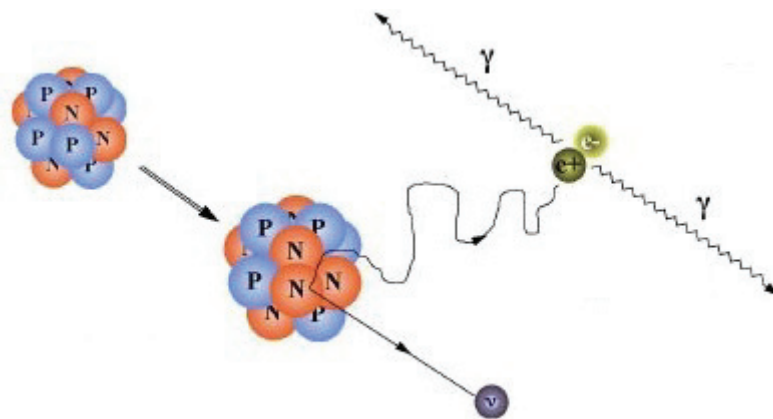


Figura 2 - Esquema do decaimento beta, seguido de aniquilação de um pósitron com um elétron do qual resultam dois fótons de 511 keV emitidos na mesma direção mas em sentidos opostos (adaptado de (Saha, 2010)).

### 2.2.2. Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico descreve a interação de um fóton com um elétron das camadas mais internas do átomo. O fóton incidente cede toda a sua energia a um elétron do átomo que é ejetado com uma energia cinética igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do elétron ( $E_c = h\nu - E_l$ ) (ver Figura 3(a)). Com a ejeção do elétron o átomo fica num estado excitado por curto período de tempo. No processo de desexcitação eletrônica, um elétron mais energético vai ocupar a lacuna deixada pelo elétron ejetado, sendo emitido um fóton de energia igual à diferença de energias dos estados inicial e final do elétron, sendo esse fóton designado por Raios-X característicos (Pedroso Lima, 2008).

Em alternativa à emissão de Raios-X característicos, a energia da transição eletrônica de desexcitação pode ser transferida para um elétron de uma camada mais externa do átomo, sendo este ejetado. Este processo designa-se por emissão de elétrons *Auger* (Kim, Lee, Inoue, & Wong, 2013).

### 2.2.3. Efeito Compton

A dispersão ou efeito *Compton* consiste na interação de um fóton com um elétron de camadas mais externas da nuvem eletrônica (Figura 3 (b)). Parte da energia do fóton é transferida para

o electrão, ejetando-o. O electrão ejetado é chamado de electrão de *Compton* transportando parte da energia do fóton incidente, que altera a sua trajetória podendo novamente interagir por efeito de *Compton* ou por um outro processo, como efeito fotoelétrico. À medida que a energia da radiação  $\gamma$  incidente aumenta, a probabilidade de ocorrer o processo fotoelétrico diminui e o processo de dispersão de *Compton* aumenta (Saha, 2010). Para as energias envolvidas em PET, este método de interacção é o predominante. É o efeito de *Compton* que predomina no tecido humano na gama de energias que varia entre 100 KeV a 2 MeV (Pedroso Lima, 2008) (Saha, 2010).

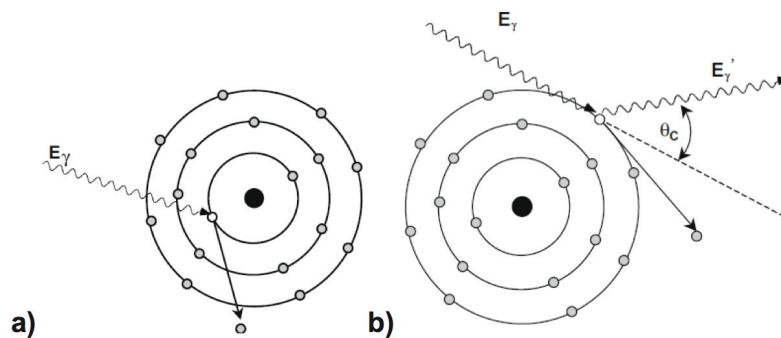


Figura 3 - Interação da radiação com a matéria. (a) Efeito fotoelétrico. (b) Efeito de *Compton*. (Retirado de (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005)).

## CAPÍTULO 3: TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE POSITRÕES (PET)

O Capítulo 3 esclarece conceitos do tomógrafo PET. Na Secção 3.1 apresenta-se a constituição dos tomógrafos PET. Na Secção 3.2 descrevem-se os tipos de eventos possíveis detetados por este equipamento médico. E, na Secção 3.3 são apresentados os parâmetros de avaliação de desempenho do PET segundo as Normas NEMA.

### 3.1. Constituição dos tomógrafos PET

A PET é uma tecnologia de imagem médica que gera imagens de alta resolução de processos fisiológicos humanos resultantes da distribuição de radiofármacos dos quais fazem parte radionuclídeos emissores de positrões (Jadvar & Parker, 2005). Este equipamento médico, tipicamente, é constituído por um anel de detectores dispostos ao longo de uma superfície cilíndrica de diâmetro de 80-90cm. A geometria completa do anel é realizada em uma forma circular ou hexagonal com o uso de detectores de bloco ou detectores de grande área. Nos tomógrafos PET mais antigos eram usados anéis parciais de detectores de blocos opostos ou contínuos. As configurações dos detectores em alguns sistemas PET são ilustradas na Figura 4. Dado que os sistemas de PET são fixados axialmente, para uma aquisição de imagem de corpo inteiro, estes têm na sua constituição uma cama móvel controlada por computador de modo a que o paciente possa ser posicionado em diferentes posições ao longo do campo axial (Saha, 2010) (Sousa, 2013).

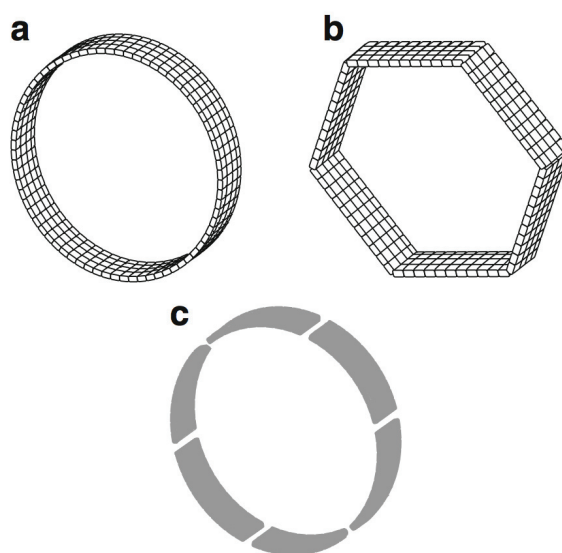


Figura 4 –Configurações dos detectores nos sistemas PET. (a) Detectores em anel circular. (b) Disposição hexagonal dos detectores. (c) Detectores contínuos de placas curvas de NaI(Tl). Retirado de (Saha, 2010).

### 3.2. Detecção em Coincidência

Conforme referido na secção 2.2.1 os fotões provenientes da aniquilação do positrão com o um electrão do meio são detectados por um par de detectores em oposição espacial em torno do paciente. É registada uma coincidência quando os dois fotões são detectados num intervalo de tempo  $\Delta t$  muito curto, na ordem dos nanossegundos (geralmente inferior a 10ns), designado por janela de coincidência temporal. Conhecendo a localização dos dois detectores atuados, e tendo em conta que a aniquilação produz dois fotões que se deslocam segundo a mesma direcção mas em sentidos opostos, registados num dado intervalo de tempo, é possível reconstruir a direcção de emissão do par de fotões detetados através do segmento de reta que une os dois detetores. Este segmento de reta designa-se por linha de resposta (LOR), ilustrado na Figura 5 (Kim, Lee, Inoue, & Wong, 2013) (Lin & Alavi, 2009).

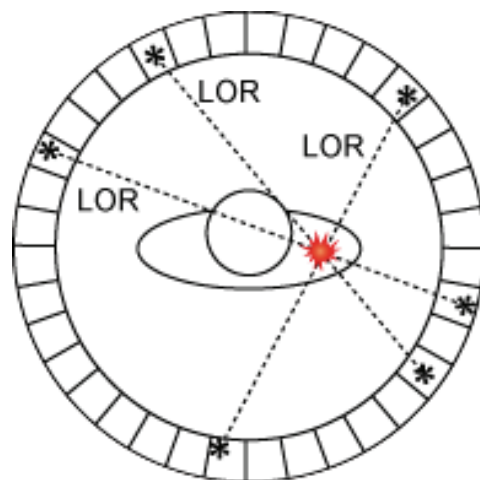


Figura 5 – Sistema de detecção em PET.

No entanto, é de salientar que a LOR passa pelo ponto de aniquilação e não pelo ponto onde ocorreu emissão do positrão. Na água, o maior constituinte dos tecidos biológicos, o alcance médio dos positrões emitidos pelos radionuclídeos da PET varia entre 1 e 2 mm. Assim, a LOR detectada passará muito próximo do local onde ocorreu a emissão do positrão, pelo que a estimação da distribuição do radiofármaco no tecido em estudo é feita com relativa precisão. Após a aquisição e correção, o número de contagens registadas ao longo das várias LORs são armazenados em histogramas, sendo utilizados por um algoritmo de reconstrução de imagem tomográfica, cujo objetivo é produzir uma imagem precisa da biodistribuição do radiofármaco de modo a que a informação quantitativa possa ser utilizada para um correto diagnóstico médico.

### 3.3. Tipos de Eventos Detectados

Uma vez que os sistemas PET dependem da capacidade de formar LORs com base na coincidência temporal entre eventos isolados, não há garantia de que uma coincidência registada corresponde a um par de fotões oriundos da mesma aniquilação e, ainda menos que,

a LOR correspondente da aniquilação detetada passe pelo ponto de aniquilação ou mesmo perto dele, sendo o desvio exclusivamente devido à resolução espacial intrínseca do detector ou à não-colinearidade do fóton. Os eventos detetados em PET são classificados segundo quatro tipos de coincidências que podem ser formadas pelo sistema de detecção e que são geralmente agrupadas sob os nomes de coincidência verdadeira, aleatória, dispersa e múltiplas. A Figura 6 ilustra alguns exemplos destes quatro tipos de coincidências.

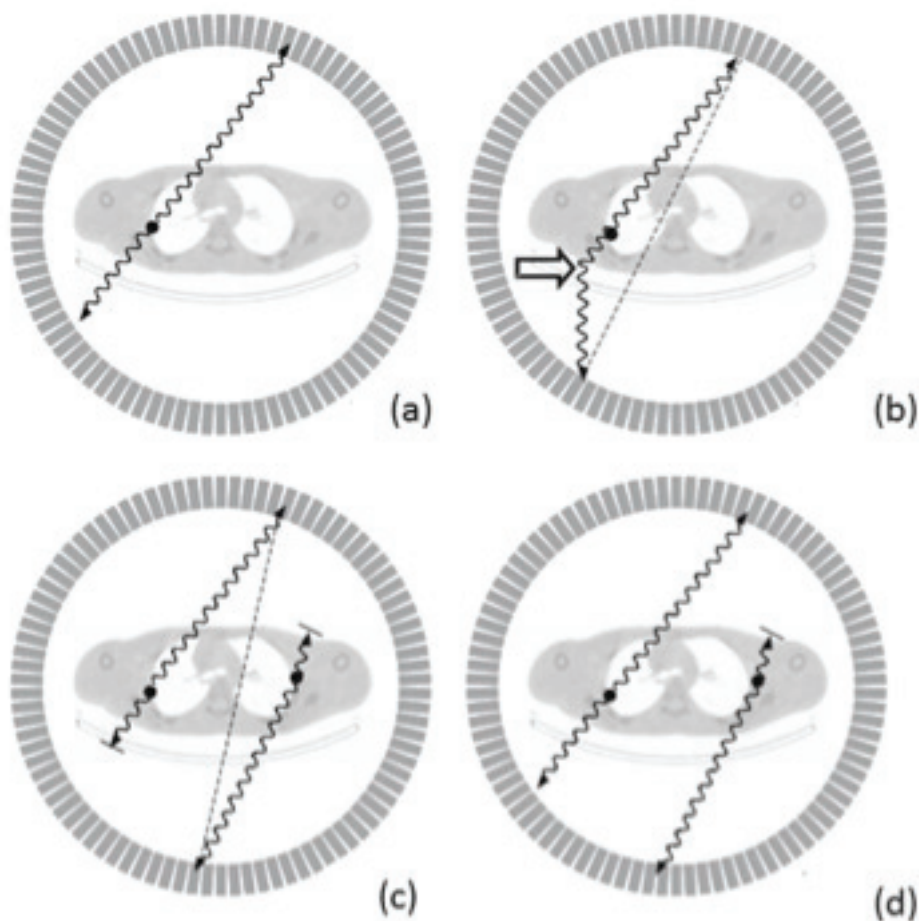


Figura 6 - Tipos de eventos de coincidência em PET. (a) Evento de coincidência verdadeira. (b) Evento de coincidência dispersa. (c) Evento de coincidência aleatória. (d) Evento de coincidência múltipla (adaptado de (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005).

### 3.3.1. Coincidências verdadeiras

Uma coincidência verdadeira ou evento verdadeiro, ilustrada na Figura 6 (a), acontece quando a LOR detetada num sistema PET, provém de fótons da aniquilação que não sofreram dispersão no objeto a ser visualizado nem no sistema de detecção.

### 3.3.2. Coincidências dispersas

A Figura 6 (b) apresenta um evento de coincidência dispersa. Tal como referido na secção 2.2, os fótons ao travessar a matéria interagem com o meio podendo ser absorvidos ou dispersos alterando a sua trajetória inicial (assinalado na Figura 6 (b)). Assim, quando a LOR definida pelo sistema de detecção não contém o ponto de aniquilação, é considerado um evento

de coincidência dispersa (Kim, Lee, Inoue, & Wong, 2013). Estes eventos contribuem para a degradação da resolução espacial e contraste na imagem final.

### 3.3.3. Coincidências aleatórias

O mais comum num sistema PET, cerca de 90% ou mais, é a deteção de eventos *singles* sem o fotão par da aniquilação, isto porque um dos fotões foi absorvido pelo objeto ou sofreu dispersão de *Compton* e a sua energia depositada no detetor é muito baixa para ser detetado (Sousa, 2013). É possível que, quando dois *singles* provenientes de aniquilações diferentes sejam detetados numa janela temporal, seja atribuída uma falsa LOR. Estes eventos, ilustrados na figura Figura 6 (c), são denominados de coincidência aleatória. Estes eventos contribuem para a degradação do contraste da imagem final.

### 3.3.4. Coincidências múltiplas

Os eventos de coincidência múltipla ocorre quando três ou mais fotões são detetados na mesma janela temporal. Os fotões detetados são provenientes de aniquilações diferentes, de duas ou mais LORs de coincidências verdadeiras ou dispersas, ou provenientes de uma coincidência verdadeira e o terceiro fotão de outra aniquilação (Figura 6 (d)). Portanto, podem ser formadas várias LORs a partir das múltiplas coincidências detetadas, no entanto, estas são rejeitadas pelo sistema, uma vez que, não é possível determinar com certeza quais das LORs correspondem a eventos verdadeiros.

## 3.4. Avaliação de Desempenho de Tomógrafos PET

O desempenho dos tomógrafos PET deve basear-se em objetos de ensaio (fantomas) e devem ser seguidos procedimentos normalizados para permitir a quantificação e a consequente comparação entre diferentes tomógrafos. Os procedimentos mais utilizados para a quantificação e comparação do desempenho do PET são descritos nas normas NEMA NU 2 Medições de Desempenho de Tomógrafos de Emissão de Positrões, das quais existem pelo menos quatro versões: 1994, 2001, 2007 e 2012 (Sousa, 2013). Este trabalho de projeto segue as normas NEMA NU2 – 2001.

As referidas normas descrevem todos os procedimentos experimentais e métodos de análise de dados necessários para quantificar os vários parâmetros de desempenho de um tomógrafo PET, possibilitando desta forma uma comparação direta dos parâmetros de desempenho de diferentes tomógrafos, servindo ainda como procedimento utilizado em testes de aceitação de tomógrafos após a sua instalação.

Um dos principais objetivos dos estudos PET é a obtenção de uma boa qualidade de imagem, que depende do quão bem o tomógrafo realiza a formação da mesma. São vários os parâmetros associados ao tomógrafo PET para a formação da imagem de boa qualidade, que incluem a resolução espacial e energética, sensibilidade, fracção de dispersão, taxa de contagens equivalente ao ruído e o contraste. Para a avaliação de todos estes parâmetros de desempenho, com a exceção da resolução energética, as normas definem um procedimento

experimental que compreende a definição da atividade e radioisótopo a utilizar, preparação e posicionamento do fantoma, método de aquisição, e um método quantitativo de análise dos dados experimentais.

De seguida, serão abordados os testes NEMA referentes aos parâmetros avaliados para o tomógrafo em estudo.

#### 3.4.1. Resolução energética

A resolução energética é a precisão com que o sistema pode medir a energia dos fótons incidentes. Uma boa resolução de energia é necessária para um detetor de PET (especialmente no modo de formação de imagens espaciais 3D) a fim de alcançar um bom contraste na imagem e reduzir as contagens de fundo (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005). Uma boa resolução em energia permite definir janelas de energia para aceitação de coincidências mais estreitas, o que faz com que o detetor consiga distinguir coincidências verdadeiras de dispersas com maior eficiência. A resolução energética do sistema é definida pela razão entre a largura a meia altura (FWHM) do pico de energia total e o valor energético do pico máximo (511KeV)

$$\text{Resolução energética}(\%) = \frac{FWHM}{511} \times 100 \quad (5)$$

Esta medida é caracterizada por a Energia Global e Energia Local. A Energia Global refere-se à resolução energética medida ao longo de todos os tubos fotomultiplicadores. Em semelhança, a Energia Local refere-se à resolução energética medida ao longo de um grupo particular de tubos fotomultiplicadores (Sathiakumar, Som, Eberl, & Lin, 2010). O procedimento experimental e método de análise dos valores deste parâmetro não são definidos pelas normas NEMA.

#### 3.4.2. Resolução espacial

A resolução espacial de um aparelho de PET é uma medida da capacidade do equipamento para reproduzir fielmente a imagem de um objeto, traduzindo as variações da distribuição de radioatividade no objeto. É definida como a distância mínima necessária para distinguir dois pontos numa imagem. Esta medida caracteriza-se pela FWHM e pela largura a um décimo da altura (FWTM) da amplitude máxima da função de resposta a um ponto (PSF) obtida a partir da medida da atividade de uma fonte pontual (Saha, 2010) (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005).

A resolução espacial de um tomógrafo PET deve ser medida segundo o eixo axial e transversal em duas direções, radial e tangencial (Figura 7).

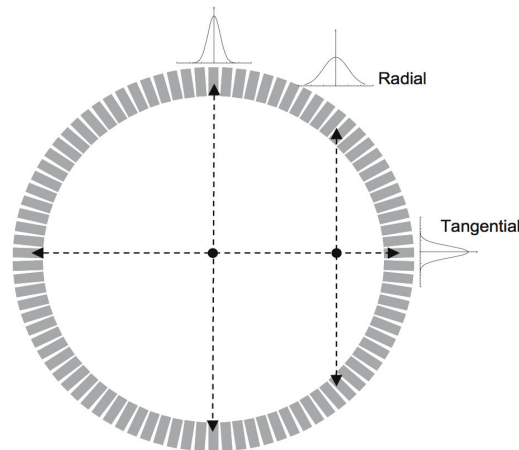


Figura 7 - Resolução espacial radial e tangencial na direcção transaxial.

Existem muitos fatores que influenciam a resolução espacial numa reconstrução PET. Destacam-se os seguintes:

- Não-colinearidade dos fótons de aniquilação;
- Distância entre os detetores;
- Largura dos detetores;
- Profundidade de interação do fóton no detetor;
- Ângulo de incidência do fóton no detetor;
- Não uniformidade de cobertura do campo de visão;
- Parâmetros de reconstrução (tamanho da matriz, Janela do filtro de reconstrução, etc) (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005);

O procedimento adotado nas normas NEMA NU2-2001 para quantificar a resolução espacial de um tomógrafo PET envolve a aquisição de dados, reconstrução e análise de fontes pontuais colocadas no ar. Isto está longe de ser a situação encontrada nas aquisições reais de PET, em que a atividade está imersa num meio que causa dispersão degradando o parâmetro a ser medido. No entanto, permite a comparação entre diferentes tomógrafos com base na melhor resolução espacial possível (NEMA(2001), 2001).

O fantoma utilizado para este teste consiste num tubo capilar de vidro com um diâmetro interior igual ou inferior a 1 mm e um diâmetro exterior inferior a 2 mm. A extensão axial da atividade no capilar deve ser inferior a 1 mm, sendo que o radionuclídeo utilizado deverá ser o F-18, com uma atividade suficientemente pequena para que, nem a percentagem de perdas por tempo morto exceda os 5%, nem a taxa de coincidências aleatórias seja superior a 5% da taxa total de eventos (Saha, 2010) (NEMA(2001), 2001).

A fonte pontual é colocada paralelamente ao eixo longitudinal do tomógrafo em seis posições diferentes. No plano axial em três posições que passa pelo centro do campo de visão axial

(AFOV), e as outras três posições a um quarto do AFOV. Nos planos transversais, a fonte deve ser colocada em duas posições segundo a direção de Y (1 e 10 cm) quando a posição ao longo da direção X é zero e, é colocada ao longo da direção de X igual a 10 cm do centro da secção transversal quando a posição ao longo da direção de Y é zero. A Figura 8 ilustra as posições referidas. As medições podem ser efetuadas com a mesma fonte nas seis posições diferentes ou podem ser realizadas duas aquisições com três fontes em cada plano.

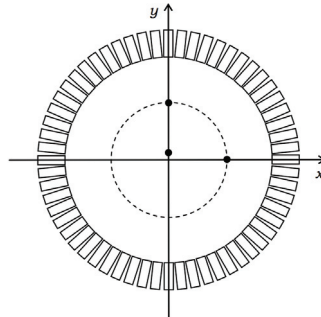


Figura 8 - Representação das posições da fonte pontual segundo o plano transversal (retirado de (Sousa, 2013)).

A reconstrução dos dados é efetuada por retroprojeção filtrada sem a utilização de filtros de suavização ou apodização. O voxel contendo o número máximo de contagens deve ser determinado, e três perfis devem ser tomados em três direções ortogonais (ao longo das direções radial, transversal e axial, ou seja, X, Y e Z). Para cada perfil da PSF, o valor máximo a ser usado para determinar a resolução espacial deve ser obtido ajustando um polinômio de segunda ordem para o pixel de contagens máximas e seus dois vizinhos mais próximos, conforme ilustrado na Figura 9. Uma vez encontrado o máximo, o FWHM deve ser determinado por interpolação linear em ambas as direções usando os pixels imediatamente abaixo e acima da meia altura. Seguindo o mesmo procedimento, o FWTM também deve ser calculado. Os valores devem ser convertidos para a distância em milímetros por multiplicação pelo tamanho do pixel.

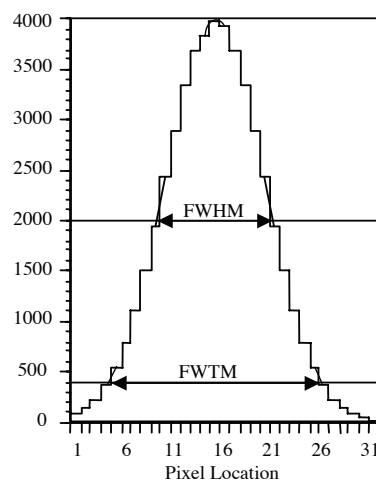


Figura 9 - Função de resposta a um ponto ao longo de uma dada direção com determinação do FWHM e FWTM por interpolação gráfica (retirado de (NEMA(2001), 2001)).

As resoluções tangenciais e radiais (FWHM e FWTM) para as fontes pontuais localizadas a 1cm e a 10cm afastado do centro devem ser calculadas independentemente e reportadas como valores da resolução do sistema de acordo com as formulas resumidas na Tabela 1.

Tabela 1 - Fórmulas para o cálculo da resolução espacial segundo os eixos x , y, e z (NEMA(2001), 2001)

<b>Fórmula</b>	
<b>A 1cm do centro</b>	
Transversal	$RES = \left( \frac{RESx_{x=0,y=1,z=0} + RESy_{x=0,y=1,z=0} + RESx_{x=0,y=1,z=1/4FOV} + RESy_{x=0,y=1,z=1/4FOV}}{4} \right)$
Axial	$RES = \left( \frac{RESz_{x=0,y=1,z=0} + RESz_{x=0,y=1,z=1/4FOV}}{2} \right)$
<b>A 10cm do centro</b>	
Transversal radial	$RES = \left( \frac{RESx_{x=10,y=0,z=0} + RESy_{x=0,y=10,z=0} + RESx_{x=10,y=0,z=1/4FOV} + RESy_{x=0,y=10,z=1/4FOV}}{4} \right)$
Transversal tangencial	$RES = \left( \frac{RESy_{x=0,y=10,z=0} + RESx_{x=10,y=0,z=0} + RESy_{x=0,y=10,z=1/4FOV} + RESx_{x=10,y=0,z=1/4FOV}}{4} \right)$
Resolução axial	$RES = \left( \frac{RESz_{x=10,y=0,z=0} + RESz_{x=0,y=10,z=0} + RESz_{x=10,y=0,z=1/4FOV} + RESz_{x=0,y=10,z=1/4FOV}}{4} \right)$

### 3.4.3. Sensibilidade

A sensibilidade é a medida da taxa de coincidências por unidade de atividade quando a atenuação e a taxa de contagens perdidas são desprezáveis (expressa normalmente em cps/ $\mu$ Ci ou cps/MBq). A sensibilidade depende das características geométricas do sistema e do seu modo de detecção. A geometria depende da distância entre a fonte e o detetor, do diâmetro do anel e do número de detetores por anel. Com o aumento da distância entre o detetor e a fonte reduz-se o ângulo de aceitação, diminuindo-se a eficiência geométrica do sistema PET e vice-versa (o mesmo acontece com o diâmetro do anel de detetores). A sensibilidade também aumenta com o aumento do número de anéis de detetores (Saha, 2010).

Para a determinação da sensibilidade de um equipamento PET é realizado um teste NEMA com recurso a um fantoma que consiste num tubo de plástico fino e longo, com um diâmetro exterior inferior a 3,9 mm, preenchido numa extensão de  $700 \pm 5$  mm de F-18 diluído. A atividade utilizada para o preenchimento deste deve ser suficientemente baixa para que as perdas de contagens por tempo morto sejam inferiores a 1% e a taxa de eventos aleatórios seja inferior a 5% da taxa de eventos verdadeiros. O tubo deve ser inserido numa manga circular de alumínio com 700 mm de comprimento e diâmetros interno e externo de, respectivamente, 3,9 mm e 6,4 mm, cujo objetivo é assegurar que os positrões emitidos pela fonte tenham material suficiente para serem interrompidos, levando à aniquilação. No entanto, esta manga de alumínio atenua os raios gama produzidos pela aniquilação, pelo que, para se obter o valor da sensibilidade sem interferência do material são efetuadas medições com a adição de várias mangas de alumínio de espessuras conhecidas de modo a ser possível extrapolar o valor desta. Isto é conseguido através da aquisição de dados com 5 mangas de alumínio com 700 mm de comprimento, que são adicionados, por sua vez, aos já colocados no fantoma (ver Figura 10).



Figura 10- Fantoma com 5 mangas de alumínio concêntricas utilizado para determinação da sensibilidade de um tomógrafo PET (retirado de (Capintec)).

O fantoma deve estar centrado no FOV com o seu eixo alinhado com o do tomógrafo. Para cada espessura de atenuação, as aquisições devem ser realizadas por tempo suficiente para que sejam obtidas pelo menos dez mil eventos verdadeiros por plano de imagem. Os LOR oblíquos devem ser atribuídos ao corte central correspondente por meio de *rebinning* de corte único (SSR), e o número total de contagens para cada plano deve ser salvo. O procedimento deve então ser repetido para uma posição fora do eixo no plano transversal de modo que o eixo do fantoma seja deslocado a 10 cm do eixo do tomógrafo.

O número de contagens obtidas para cada corte,  $i$ , e espessura do material absorvente  $t$  ( $C_{i,t}$ ) deve ser convertido primeiro para taxas de contagem ( $R_{i,t}$ ) pela divisão entre o número registado de contagens e a duração de tempo de cada aquisição correspondente ( $T_{acq,t}$ ). As taxas de contagens obtida devem ser corrigidas para

$$R_{Corr,i,t} = R_{i,t} \times 2^{(T_t - T_{cal})/T_{1/2}} \quad (6)$$

onde,  $T_t$  e  $T_{cal}$  são, respetivamente o instante em que foi iniciada a aquisição com a manga  $t$  e o tempo de calibração da fonte, e  $T_{1/2}$  corresponde ao tempo de semi-vida do radioisótopo utilizado. Após a correção da taxa de contagem, para cada corte e número de mangas, a taxa de contagem total para cada espessura de material absorvente deve ser calculada somando as taxas de contagens de todas os cortes,

$$R_{corr,t} = \sum_i R_{corr,i,t} \quad (7)$$

e um ajuste deve ser usado para os dados obtidos utilizando

$$R_{corr,t} = R_{corr,0} e^{-2\mu x_t} \quad (8)$$

onde  $x_t$  é a espessura total do material absorvente para um dado número de mangas que rodeiam a fonte da linha, e  $R_{corr,0}$  e  $\mu$  são as incógnitas a serem obtidas a partir do ajuste, permitindo-se que este último varie para compensar a radiação de dispersão. A variável  $R_{corr,0}$  representa a taxa de contagem na ausência de material de atenuação. É possível então, determinar a sensibilidade total por

$$S_{tot} = \frac{R_{corr,0}}{A_{cal}} \quad (9)$$

em que  $A_{cal}$  é a atividade da fonte total medida no momento da calibração. Para além da sensibilidade total, a sensibilidade por corte pode ser calculada. Para isso, os dados obtidos com a primeira manga são utilizados e mantidos para as restantes

$$S_i = \frac{R_{corr,i,1}}{R_{corr,1}} \times S_{tot}, \quad (10)$$

com

$$R_{corr,1} = \sum_i R_{corr,i,1} \quad (11)$$

#### 3.4.4. Medida da fração de dispersão, das contagens aleatórias e dispersas

Os eventos de coincidência dispersa degradam a resolução espacial e o contraste da imagem reconstruída final, tal como referido na subsecção 3.3.2. Como tal, é necessário ter conhecimento da fração de dispersão (SF), pelo que é esse o objetivo do teste de desempenho que será descrito a seguir.

O fantoma usado para determinar o SF (traduz a razão entre o número de eventos dispersos e soma dos verdadeiros e dispersos), consiste em um cilindro contínuo sólido de polietileno com uma densidade de  $0,96 \pm 0,01$ , um comprimento axial de  $700 \pm 5$  mm e um diâmetro de  $203 \pm 3$  mm, em que um furo com um diâmetro de  $6,4 \pm 0,2$  mm é perfurado paralelamente ao eixo central do fantoma mas deslocado a  $45 \pm 1$  mm do mesmo, para acomodar um tubo de polietileno ou um tubo de plástico com pelo menos 800 mm de comprimento e diâmetros interno e externo de, respectivamente,  $3,2 \pm 0,2$  mm e  $4,8 \pm 0,2$  mm (ver Figura 11). A porção central de  $700 \pm 5$  mm do tubo de plástico deve ser preenchido com F-18 diluído. A atividade da fonte é relativamente alta, cerca de 15mCi. São efetuadas medições regulares enquanto a

atividade no fantoma decai ao longo de várias semi-vidas. A diminuição da proporção da taxa de eventos aleatórios para a taxa de eventos verdadeiros acompanha o declínio da atividade, caindo para menos de 1%. Verifica-se que, a eficiência do sistema no processamento de eventos coincidentes melhora à medida que a atividade decai, até que as perdas de contagens possam ser efetivamente desprezáveis. Assim, ao esperar o tempo suficiente, obtém-se uma medição da taxa de contagens de coincidências que é efetivamente livre tanto de eventos aleatórios como de perdas por tempo morto.



Figura 11 - Fantoma de *scatter* (retirado de (Capintec)).

Para a aquisição, o fantoma é colocado no centro do tomógrafo, tanto axialmente como radialmente, sobre a mesa de aquisição rodado de modo a que a fonte fique o mais próximo da mesa, uma vez que esta e a posição de cama afetam os resultados medidos (Saha, 2010) (Sathiakumar, Som, Eberl, & Lin, 2010). São adquiridas pelo menos 500 mil coincidências, mantendo o tempo de aquisição abaixo de um quarto da meia-vida do radionuclídeo. Assim, se necessário para obter estatística suficiente, podem ser efetuadas várias aquisições sendo cada aquisição processada de forma independente antes do cálculo final de SF.

Para tomógrafos com um campo de visão axial inferior ou igual a 65 cm serão gerados sinogramas para cada aquisição  $j$  do corte  $i$ . Para os tomógrafos com um campo de visão axial superior a 65 cm, devem ser gerados sinogramas para cada aquisição por corte dentro dos 65 centímetros centrais e os LORs oblíquos devem ser atribuídos ao corte correspondente por meio de SSR, respeitando a diferença de anel máxima pretendida. Os sinogramas devem conter as contagens adquiridas totais sem correções.

Todos os pixels em cada sinograma  $i$  de aquisição  $j$  localizado a mais de 12 cm do centro do fantoma devem ser ajustados para zero. Para cada ângulo de projeção  $a$  dentro do sinograma, a localização do centro da resposta da fonte de linha deve ser determinada encontrando o pixel que tem o maior valor. Uma vez encontrado, cada projeção deve ser deslocada de modo a que o pixel que contém o valor máximo esteja alinhado com o pixel central do sinograma. Após o alinhamento, é determinada uma projeção soma de modo que um pixel na projeção de

soma seja a soma dos pixels em cada projeção angular que tenha o mesmo deslocamento radial que o pixel na projeção de soma:

$$C(r)_{i,j} = \sum_a C(r - r_{max}(\phi), \phi)_{i,j} \quad (12)$$

onde,  $r$  é o número do pixel na projeção,  $\phi$  é o número da projeção no sinograma e  $r_{max}$  ( $a$ ) refere-se à localização do valor máximo na projeção  $\phi$ .

As contagens  $C_{L,i,j}$  e  $C_{R,i,j}$  são determinadas por interpolação a  $a - 20$  e  $+20$  mm, respetivamente, para  $r - 20$  mm e  $r + 20$  mm (ver Figura 12).

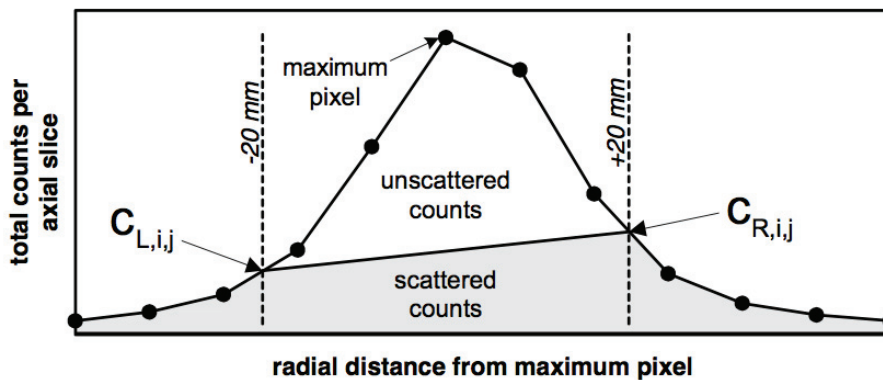


Figura 12 –Integração das contagens do fundo dentro e fora de 40mm de tira (NEMA(2001), 2001).

Calculando o valor médio destas duas contagens e multiplicando-o pelo número de pixels entre elas, incluindo os valores fraccionais correspondentes a  $r - 20$  mm e  $r + 20$  mm e somando as contagens totais situadas fora da tira central de 40 mm, obtém-se o número total de coincidências dispersas e aleatórias,  $C_{S+R,i,j}$  com  $i$  e  $j$  representando respectivamente o corte e o número de aquisição. O número total de contagens de cada fatia  $i$  e aquisição  $j$ ,  $C_{TOT,i,j}$ , também deve ser obtido somando todas as contagens contidas na projeção de sinograma correspondente. Com estes dois valores,  $C_{S+R,i,j}$  e  $C_{TOT,i,j}$ , o SF para cada corte  $i$ ,  $SF_i$ , é calculado por

$$SF_i = \frac{\sum_j C_{S+R,i,j}}{\sum_j C_{TOT,i,j}} \quad (13)$$

A fracção de dispersão do sistema, SF, é calculada como a média ponderada dos valores de  $SF_i$  da seguinte forma:

$$SF = \frac{\sum_{i,j} C_{S+R,i,j}}{\sum_{i,j} C_{TOT,i,j}} \quad (14)$$

### 3.4.5. Taxa de contagens equivalente ao ruído (NECR), contagens perdidas

Utilizando o mesmo procedimento experimental descrito em 3.4.4, é possível medir os efeitos do tempo morto do sistema e a geração de eventos aleatórios em vários níveis de atividade da fonte. Dado que, na prática clínica os eventos aleatórios e dispersos estão presentes, eles devem ser corrigidos antes da reconstrução da imagem. No entanto, essas correções aumentam o ruído estatístico na taxa de contagem verdadeira líquida. A taxa de contagem verdadeira líquida que é atingida após a correção de eventos aleatórios e dispersos pode, contudo, ser avaliada por meio do parâmetro de desempenho NECR, que pode ser expresso matematicamente por

$$NECR = \frac{T^2}{T+S+k*R}, \quad (15)$$

onde, T é a taxa de eventos verdadeiros, S é a taxa de eventos dispersos, R é a taxa de eventos aleatórios e k é um factor que depende do método de correção dos eventos aleatórios que pode ser 1 ou 2. Quando o k=1 é utilizado uma subtração de eventos aleatórios com base na taxa de eventos únicos, quando o k=2 a subtração dos eventos aleatórios é baseada no atraso da janela de coincidência (Sathiakumar, Som, Eberl, & Lin, 2010).

As contagens são calculadas exatamente da mesma maneira como explicado para o SF, mantendo as  $C_{S+R,i,j}$  e  $C_{TOT,i,j}$ . A partir das contagens totais,  $C_{TOT,i,j}$ , a taxa de contagens por corte é calculada por

$$R_{TOT,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j}}{T_{acq,j}} \quad (16)$$

onde,  $T_{acq,j}$ , é a duração de aquisição j, e a taxa de contagens aleatórias e dispersas é calculada somando a taxa de contagens de cada corte

$$R_{TOT,j} = \sum_i R_{TOT,i,j} \quad (17)$$

A taxa de eventos verdadeiros para cada corte é calculada por

$$R_{T,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j} - C_{S+R,i,j}}{T_{acq,j}} \quad (18)$$

e o total de eventos verdadeiros é obtido pela soma de todos os eventos determinados em cada corte

$$R_{T,j} = \sum_i R_{T,i,j} \quad (19)$$

Para cada aquisição j, a taxa de eventos aleatórios  $R_{r,i,j}$  para cada corte i, é determinada por

$$R_{r,i,j} = R_{TOT,i,j} - \left( \frac{R_{T,i,j}}{1 - SF_i} \right) \quad (20)$$

A taxa de eventos aleatórios do sistema  $R_{r,j}$  é calculada como a soma de  $R_{r,i,j}$  sobre todos os cortes  $i$ .

Em todos os sistemas, exceto aqueles que realizam subtração direta de eventos aleatórios, para cada aquisição  $j$ , a taxa de contagem equivalente ao ruído,  $R_{NEC,i,j}$ , para cada corte  $i$  é calculada

$$R_{NECR,i,j} = \frac{R_{T,i,j}^2}{R_{TOT,i,j}} \quad (21)$$

Os sistemas que usam a subtração direta de eventos aleatórios devem calcular,  $R_{NEC,i,j}$ , para cada corte  $i$  como:

$$R_{NECR,i,j} = \frac{R_{T,i,j}^2}{R_{TOT,i,j} + R_{r,i,j}} \quad (22)$$

Nos dois casos, a taxa de contagem equivalente ao ruído do sistema  $R_{NEC,j}$  é calculada pela soma de  $R_{NEC,i,j}$  de todos os cortes  $i$ .

#### 3.4.6. Qualidade de imagem (contraste)

A qualidade de imagem avalia o contraste em lesões frias e quentes de vários tamanhos, fornecendo a indicação de lesões em estudos clínicos do ser humano. O Contraste de uma imagem surge a partir das variações relativas em densidades de contagens entre as áreas adjacentes na imagem de um objeto. Portanto, o Contraste dá uma medida da detetabilidade de uma anomalia em relação ao tecido normal. O objetivo desta medida é produzir imagens que simulem os resultados obtidos num estudo de imagem de corpo inteiro, com lesões quentes e frias. Para tal, a aquisição é efetuada com dois fantasmas que simulam uma situação de imagem clínica.

O fantoma IEC *Body* (ver Figura 13) que contém esferas de diferentes diâmetros simula uma atenuação não-uniforme; na parte central do fantoma é colocado um cilindro preenchido com esferas de isopor que simula a atenuação pulmonar; é ainda possível colocar atividade fora do campo de visão do tomógrafo (NEMA(2001), 2001). O contraste da imagem e a relação sinal-ruído para esferas quentes e frias são usados como medidas de qualidade de imagem.

O outro fantoma usado no teste é o fantoma de SF descrito na Seção 3.4.4 que deve ser colocado no lado da cabeça do corpo fantoma, e adjacente, para simular uma aquisição clínica na qual a distribuição de atividade se estende além do FOV do tomógrafo.

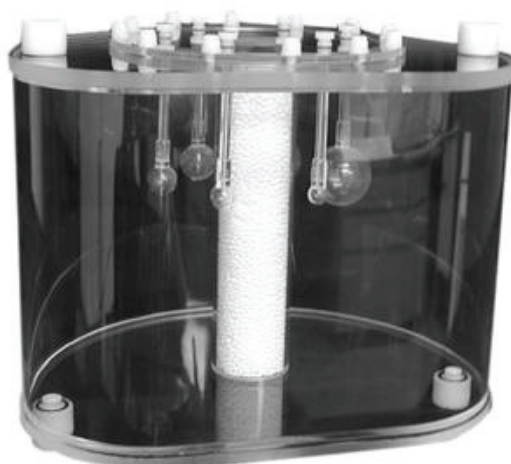


Figura 13 - Fantoma IEC body (retirado de (About us: ELSE Internal Production)).

O radionuclídeo emissor de positrões utilizado para os diferentes fantomas montados é o  $^{18}\text{F}$  diluído e bem misturado na água. A concentração da atividade de fundo no fantoma é de 5,3 kBq/cc (0,14  $\mu\text{Ci}$ /cc). Esta concentração de atividade corresponde a 370 MBq (10mCi) por 70000cc, ou seja, uma atividade típica injetada para estudos corporais. A fonte em linear usada no fantoma para aferir a fracção de radiação dispersa deve ser preenchida com 116MBq (3,08mCi) de  $^{18}\text{F}$  com uma concentração igual à concentração da atividade de fundo. As esferas frias (as duas maiores) devem ser preenchidas apenas com água, já as esferas quentes (as restantes quatro) devem ser preenchidas com uma concentração 4 ou 8 vezes maior do que o fundo.

O tempo de aquisição de imagem deve ser fixado de modo a simular uma aquisição corporal total, cerca de 100 cm de distância total de imagem axial, em 60 minutos. Este tempo deve incluir os tempos de emissão e de transmissão, supondo que a correção de atenuação seja realizada em cada posição da cama. O tempo de aquisição total para as aquisições de emissão e transmissão  $T_{T,E}$  é calculado como

$$T_{T,E} = \frac{60}{dist} \times \Delta dist \quad (23)$$

onde  $dist$  é igual a 100 cm que corresponde à distancia axial típica de uma aquisição PET e  $\Delta dist$  corresponde ao comprimento axial de cada incremento da cama ao longo da aquisição de corpo inteiro.

Todos os cortes adquiridos devem ser corrigidos com todas as correções disponíveis e reconstruídas utilizando os parâmetros padrão (por exemplo, tamanho da matriz, tamanho do voxel, espessura de corte, algoritmo de reconstrução e filtro ou suavização aplicada) para estudos de corpo inteiro, conforme recomendado pelo fabricante. Para a análise dos dados, deve ser utilizada um corte transversal centrado nas esferas, na qual as ROIs circulares devem

ser desenhadas centradas em cada uma das esferas de modo que o diâmetro de cada ROI seja o mais próximo possível do diâmetro interno das esferas. Um segundo conjunto de doze ROIs deve ser desenhado em pontos distribuídos através da região de fundo do fantoma, de modo a que o bordo do maior diâmetro das ROIs sejam colocadas a 15 mm de distância da borda interna do fantoma e de qualquer uma das esferas de teste. Este segundo conjunto de ROIs também deve ser desenhado nos cortes vizinhos do central, o mais próximo possível de  $\pm 1$  cm e  $\pm 2$  cm do corte utilizado para análise.

O contraste, em percentagem, para cada esfera quente é calculado por:

$$Q_{H,j} = \frac{\frac{C_{H,j} - 1}{C_{B,j}}}{\frac{a_H - 1}{a_B}} \times 100. \quad (24)$$

onde  $Q_{H,j}$  se refere ao contraste em percentagem de cada esfera  $j$ ,  $C_{H,j}$  é a média das contagens na ROI da esfera  $j$ ,  $C_{B,j}$  é a média de contagens na ROI de fundo da esfera  $j$ ,  $a_H$  é a concentração da atividade nas esferas quentes, e  $a_B$  é a concentração da atividade no fundo.

A percentagem de contraste para as esferas frias é calculada por:

$$Q_{C,j} = \left(1 - \frac{C_{C,j}}{C_{B,j}}\right) \times 100, \quad (25)$$

onde  $C_{C,j}$  é a média de contagens na ROI na esfera  $j$ , e  $C_{B,j}$  é a media de contagens na ROI de fundo da esfera  $j$ .

Para além do contraste de cada esfera, a percentagem de variabilidade de fundo,  $N_j$ , para cada esfera  $j$  é calculada a partir de

$$N_j = \frac{SD_j}{C_{B,j}} \times 100\% \quad (26)$$

onde  $SD_j$  é o desvio padrão das contagens da ROI de fundo para a esfera  $j$ , calculado por

$$SD_j = \sqrt{\sum_{k=1}^K (C_{B,j,k} - C_{B,j})^2 / (K - 1)}, \quad (27)$$

onde  $K = 60$  é o número total de ROI de fundo (doze ROI de fundo para cada esfera em cinco cortes diferentes).

Para determinar a precisão das correções de atenuação e dispersão, deve-se desenhar uma ROI circular com  $30 \pm 2$  mm de diâmetro centrado na inserção pulmonar em cada corte  $i$  e calcular o número médio correspondente de contagens ( $C_{lung, i}$ ). São desenhadas doze ROIs, com o

mesmo diâmetro que a ROI centrada na inserção pulmonar, na região de fundo nos mesmos locais usados para determinar o parâmetro de recuperação de contraste, e o número médio de contagens de fundo ( $C_{B,i}$ ) para cada corte deve ser utilizado. Com os dados obtidos, o erro residual das correções de atenuação e dispersão,  $\Delta C_{lung,i}$ , é dado por

$$\Delta C_{lung,i} = \frac{C_{lung,i}}{C_{B,i}} \times 100\% \quad (28)$$

São vários os fatores que afetam o contraste de uma imagem, sendo eles: densidade de contagens, radiação dispersa, tamanho da lesão e o movimento do paciente. Cada um contribui para o contraste com um grau variável (Saha, 2010). Estes fatores são descritos de seguida. As variações estatísticas da taxa de contagem dá origem ao ruído que aumenta com a diminuição da densidade de informação ou densidade de contagens. Para uma determinada imagem, um número mínimo de contagens são necessárias para um contraste de imagem razoável. Mesmo com resolução espacial adequada do equipamento, a falta de contagens suficientes pode dar origem a um mau contraste devido ao aumento do ruído, podendo até não serem visualizadas determinadas lesões existentes. A densidade de contagens num dado tecido depende da dose do radiofármaco administrado, da captação pelo tecido, do comprimento de aquisição e da eficiência de detecção do equipamento PET/CT. A radiação de fundo da imagem aumenta com o aumento da radiação dispersa e, assim, contribui para a degradação do contraste da imagem. A maior parte da radiação de dispersão surge a partir do paciente. Uma das soluções para diminuir a detecção deste tipo de radiação, passa por estreitar a janela dos tubos fotomultiplicadores (PHA), mas, ao mesmo tempo, a eficiência de contagem é diminuída. O contraste da imagem para delinear uma lesão depende do tamanho em relação à resolução do sistema e ao fundo circundante. No caso de uma lesão ter um tamanho inferior à resolução do sistema, o contraste pode não ser suficiente para detectar a lesão por maior que a densidade de contagens seja. O efeito do tamanho da lesão depende da atividade de fundo que o rodeia e se se trata de uma lesão "fria" ou "quente". As lesões de pequena dimensão quando são "quentes" são facilmente bem contrastadas contra um fundo mais baixo, enquanto que uma lesão pequena "fria" pode ser perdida contra o tecido circundante, mesmo com altas atividades injetadas (Saha, 2010). O movimento do paciente durante o exame reduz o contraste da imagem. Isto resulta na sobreposição das áreas normais e anormais.



## CAPÍTULO 4: PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Este capítulo descreve o procedimento experimental efetuado. Na Secção 4.1 é apresentado o setup experimental. Na Secção 4.2 são apresentadas as características do PET Gemini GXL da Philips. Nas secções 4.3, 4.4, 4.5, 4.6 e 4.7 são descritos os passos efetuados na realização dos testes de resolução energética (Secção 4.3), resolução espacial (Secção 4.4), sensibilidade (Secção 4.5), fracção de dispersão (Secção 4.6), contagens aleatórias e dispersas e qualidade de imagem (Secção 4.7).

### 4.1. Setup Experimental

Os testes NEMA foram efetuados para avaliar a performance do PET/CT da Philips Medical Systems, modelo Gemini GXL. Este equipamento encontra-se instalado no ICNAS desde 2008 e a operar desde o início de 2009.

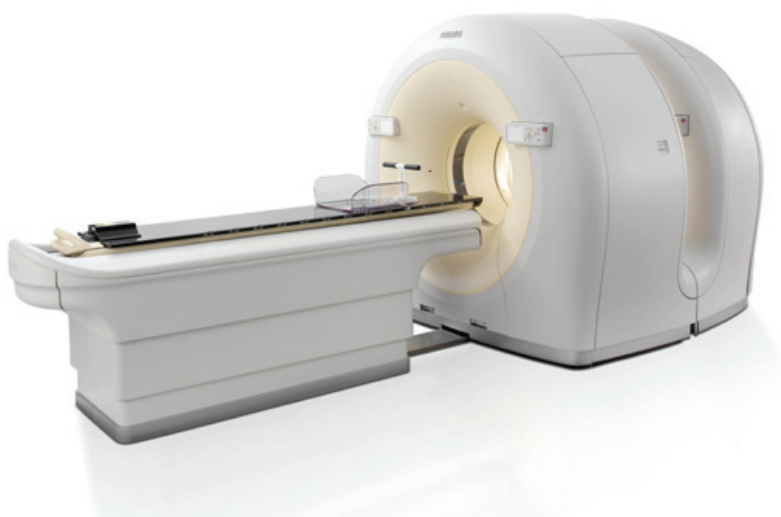


Figura 14 - Tomógrafo PET/CT Gemini GXL Philips (retirado de (CapMed+)).

O ICNAS é um centro multidisciplinar de investigação da Universidade de Coimbra que utiliza as principais modalidades de imagem médica para aplicações biomédicas, que vão das ciências básicas à pré-clínica e clínica. As suas principais áreas tecnológicas são: PET, ciclotrão, radioquímica e ressonância magnética. O ICNAS possui valências que vão da medicina e biologia à engenharia, matemática, física, química e informática, entre outras. Realiza ainda exames médicos especializados em neurologia, cardiologia e oncologia. As atividades do ICNAS incluem o desenvolvimento de novos traçadores e o apoio ao estudo e desenvolvimento de novas terapias e métodos de diagnóstico.

Para a execução dos testes NEMA ao equipamento PET/CT da Philips Gemini GXL recorremos aos fantasmas e material disponibilizado pelo ICNAS (ver Figura 15).



Figura 15 - Material para a execução dos testes NEMA NU-2001.

#### 4.2. Características PET Gemini GXL Philips

O PET/CT desta instituição, é um equipamento de alto desempenho, composto por um scanner PET que opera em modo 3D, e um scanner CT. As principais características técnicas encontram-se resumidas na Tabela 2.

Tabela 2 - Características técnicas dos componentes do PET Gemini GXL Philips (Sathiakumar, Som, Eberl, &amp; Lin, 2010).

<b>Material do detetor</b>	GSO combinado com zircónio
<b>Número de cristais</b>	17864
<b>Número de nódulos</b>	28
<b>Número de cristais por nódulo</b>	638
<b>Tamanho do cristal (tangencial×axial ×profundidade)</b>	4 × 6 ×30 mm
<b>Axial FOV</b>	180 mm
<b>Janela de coincidência</b>	6,5 ns
<b>Diâmetro do anel</b>	90 cm
<b>Diâmetro do pórtico do paciente (PET e TC)</b>	70 cm
<b>Resolução espacial transversal a 1 cm</b>	5,1
<b>Pico do NECR</b>	70 Kcps
<b>Fração de dispersão 3D</b>	35%
<b>Sensibilidade do sistema Kcps/uCi/cc</b>	3D LLD 410 KeV 1,520 (verdadeiros+dispersos)
<b>Reconstrução</b>	3D LOR, 3D RAMLA, OSEM, FBP
<b>Janela de energia</b>	[408,8 KeV; 664,3 KeV]

### 4.3. Resolução energética

#### 4.3.1. Preparação da fonte pontual

- Preparou-se um tubo capilar com uma pequena gota da atividade concentrada sob uma superfície. A atividade utilizada foi de 1,4mCi em 0,38mL, sendo a atividade recomendada para a preparação da fonte de 15mCi/mL. A atividade no interior do capilar não deve exceder os 2-5mm de comprimento. Portanto, a atividade da fonte preparada deverá estar compreendida entre 10 e 30µCi.

### 4.3.2. Descrição prática

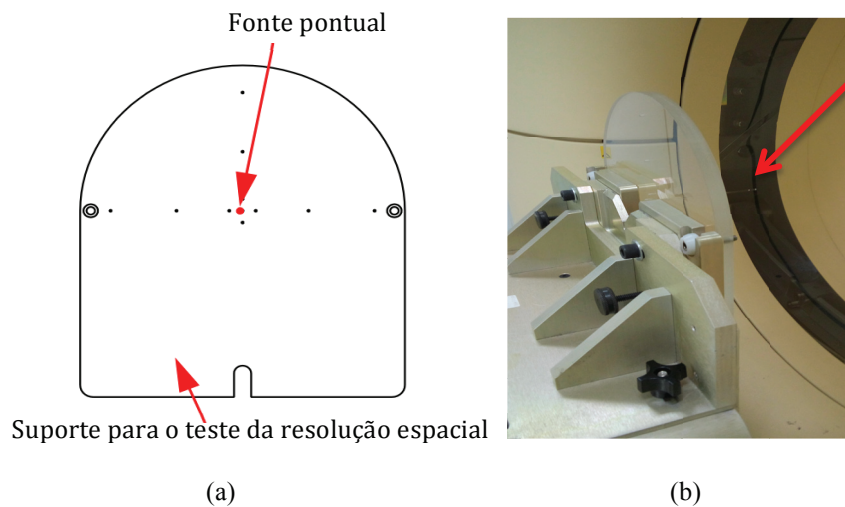


Figura 16 – Determinação da resolução espacial. (a) Esquema de montagem. (b) Posição da fonte.

1. De seguida, centrou-se a fonte. Para isso, utilizou-se o Centering Teste, que coloca a fonte dentro da *gantry* do PET a 0,5 mm do isocentro.
2. Depois efetuou-se a medição da taxa de contagens. A taxa medida foi de 15-45Kcps.
3. O teste teve início com duração de aproximadamente 1 minuto.
4. Os dados foram processados no final da aquisição.

## 4.4. Resolução espacial

### 4.4.1. Preparação da fonte pontual

A fonte utilizada é a mesma da do teste da resolução energética, descrita na Secção 4.3.1.

### 4.4.2. Descrição prática

Para a determinação da resolução espacial são efetuados testes segundo dois eixos: transaxial e axial.

### 4.4.3. Resolução espacial transaxial

1. Posicionou-se a fonte pontual (capilar) a 1cm do centro do suporte de teste (ver Figura 17). A fonte fica paralela ao eixo z ( $Z=0$ ), voltada para a frente no sentido da *gantry* do PET (como no teste da resolução energética, descrito na Secção 4.3.2).

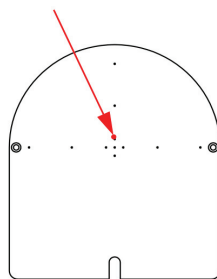


Figura 17 - Esquema da fonte pontual deslocada de 1cm do centro segundo o eixo y.

2. Procederam-se ao preenchimento dos campos recomendados no manual do utilizador.
3. Verificamos as condições de aquisição.
4. Repetimos os passos descritos anteriormente para a fonte colocada em  $y=10\text{cm}$ . Modificamos apenas o *PET File Name* para: res10y-90-20160421, os restantes parâmetros mantiveram-se.
5. Voltamos a reposicionar a fonte em  $Z=0$ , com deslocamento em x de 10cm(ver Figura 18)

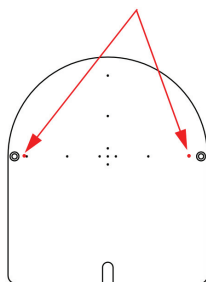


Figura 18 - Esquema da colocação da fonte a 10cm, segundo o eixo x

1. Efetuamos a aquisição de igual forma que as medições anteriores. Alteramos apenas o nome do *PET File Name* para res10x-90-20160421.
2. Repetimos as medições nas três posições mencionadas anteriormente mas, com um deslocamento em Z de 4,5cm. Em cada medição alteramos apenas o *PET File Name*.

#### 4.4.4. Resolução espacial axial

1. A mesma fonte foi posicionada com o auxílio de um suporte axial, para aquisição dos dados. Em primeiro lugar a fonte foi colocada de modo a que a zona do capilar que contém atividade coincida com o centro do suporte do teste - suporte fixo (Figura 19).

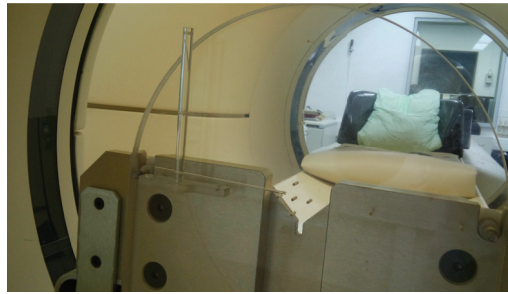
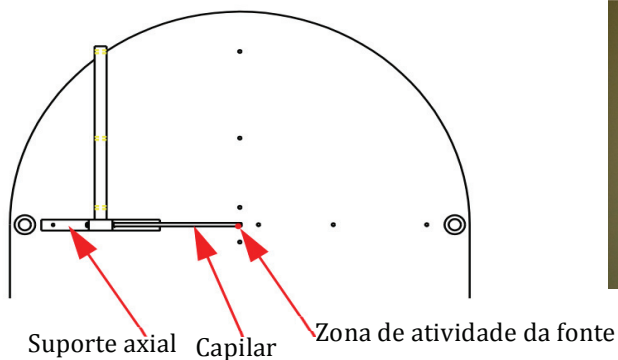


Figura 19 - Posicionamento da fonte para determinação da resolução espacial axial.

2. De seguida executamos o *Source Centering Test* para centrar a fonte a 5mm do isocentro do PET. Os passos para a realização deste teste são os mesmos descritos no tópico da resolução energética, na Secção 4.3.2. Verificamos que a fonte estava centrada. Reposicionamos a fonte para 1cm do centro segundo y.
3. Foram preenchidos os campos necessários segundo o anual de utilizador.
4. Verificamos as condições de aquisição.
5. Repetimos o passo anterior mas, agora para a fonte colocada a 10cm segundo y. Alteramos apenas o *PET File Name*.
6. Alteramos a fonte e o suporte para adquirir os dados na posição em  $y=0$ ,  $Z=0$  e  $x=10$ cm. Executamos os passos para aquisição iguais aos anteriores modificando apenas o *PET File Name*.
7. Por último, repetir as últimas 3 posições mas, agora com o suporte a 4,5cm segundo o eixo Z.
8. Processamos os dados obtidos.

## 4.5. Sensibilidade

### 4.5.1. Preparação do fantoma

Para a preparação do fantoma é necessário uma atividade de 7,4MBq/mL (0,2mCi) em 2,4mL. Antes do enchimento do tubo/prolongador, este foi colocado no interior da manga com menor diâmetro. De seguida, o tubo foi preenchido com cerca de 0,1967mCi em 2,4mL.

### 4.5.2. Descrição prática

1. O fantoma, apenas com uma manga, foi colocado no suporte.
2. Alinhou-se o fantoma na direção axial e transversal usando os lasers da *gantry* (Figura 20).

- De seguida, colocaram-se as restantes quatro mangas e voltou-se a alinhar.

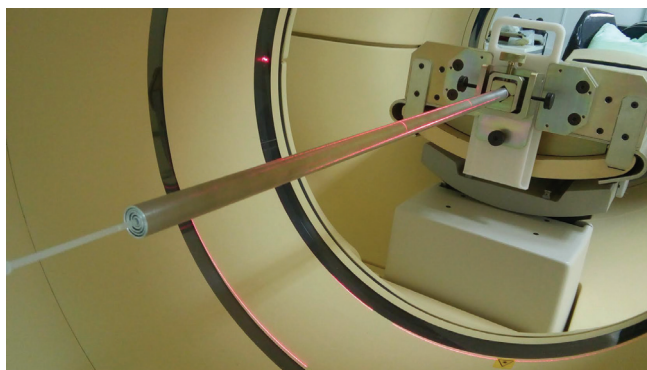


Figura 20 - Alinhamento do fantoma de sensibilidade, com auxílio de lasers.

- Para a aquisição dos dados, preencheram-se os campos necessários segundo o manual de utilizador.
- Quando a primeira aquisição terminou, retiramos uma manga e voltamos a adquirir com os mesmos parâmetros.
- Repetimos o passo anterior para as restantes mangas, até o fantoma ficar apenas com uma manga. Nestas medições alteramos apenas o nome dos dados. Em File Name colocamos sens2001-4-20160429, sens2001-3-20160429 e assim sucessivamente.
- Repetimos o conjunto das 5 medições para o mesmo fantoma, movendo-o verticalmente 10cm (Figura 21).
- Procedemos ao processamento dos dados.

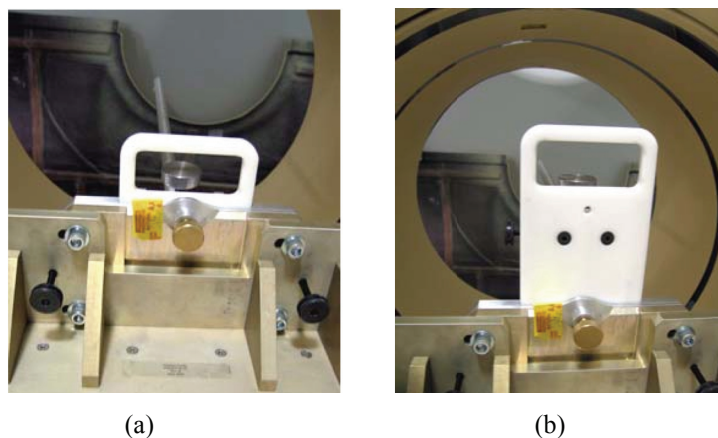


Figura 21 - Posicionamento do fantoma da sensibilidade. (a) Fantoma ao centro. (b) Fantoma a 10cm do centro.

## 4.6. Fração de dispersão, Contagens dispersas e aleatórias

### 4.6.1. Preparação do fantoma de dispersão

Para o preenchimento deste fantoma é necessário uma atividade compreendida entre 10-15mCi em 5,6mL. A atividade utilizada foi de 15mCi em 5mL. Primeiramente montamos os cilindros com a barra que os une horizontalmente. Depois foi possível atravessar ao longo dos cilindros o prolongador/tubo. Procedeu-se de seguida ao seu preenchimento, evitando a introdução de bolhas de ar e contaminações por derrame de atividade.

### 4.6.2. Descrição prática

1. Colocamos o fantoma em cima da mesa de aquisição.
2. Utilizamos os lasers da *gantry* do PET para centrar o fantoma (Figura 22).

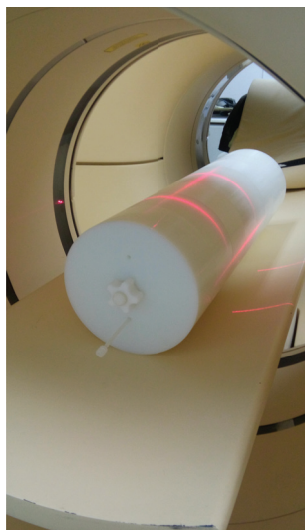


Figura 22 - Alinhamento do fantoma de scatter.

3. Para a aquisição dos dados foram preenchidos todos os campos necessários, segundo o manual de utilizador. A aquisição demorou cerca de 16 horas.
4. Procedemos ao processamento dos dados.

## 4.7. Qualidade de imagem

### 4.7.1. Preparação do fantoma

O preenchimento do fantoma é um processo demorado. Este teste envolve a preparação de dois fantasmas: o fantoma de dispersão e o fantoma *IEC body*. O fantoma *IEC body* é constituído por:

- Seis esferas dispostas circularmente com vários tamanhos. Destas seis esferas as duas maiores são preenchidas com água e as restantes com  $^{18}\text{F}$ .
- Um cilindro central foi preenchido com um material de baixa densidade para simular a atenuação pulmonar.

O fantoma *IEC body* foi preenchido totalmente com água e cerca de 2,7mCi de  $^{18}\text{F}$ .

O fantoma de dispersão foi preparado da mesma forma que no teste NEMA para determinação das contagens dispersas e aleatórias, na Secção 4.6.1, tendo sido preenchido com 3,7mCi de  $^{18}\text{F}$ .

#### 4.7.2. Descrição prática

1. Os fantasmas foram colocados sobre a mesa de aquisição (ver Figura 23). Têm uma distância de aproximadamente 30cm ao início da mesa e encontram-se centrados. O fantoma de dispersão foi colocado adjacente à parte inferior do fantoma de *IEC body*.

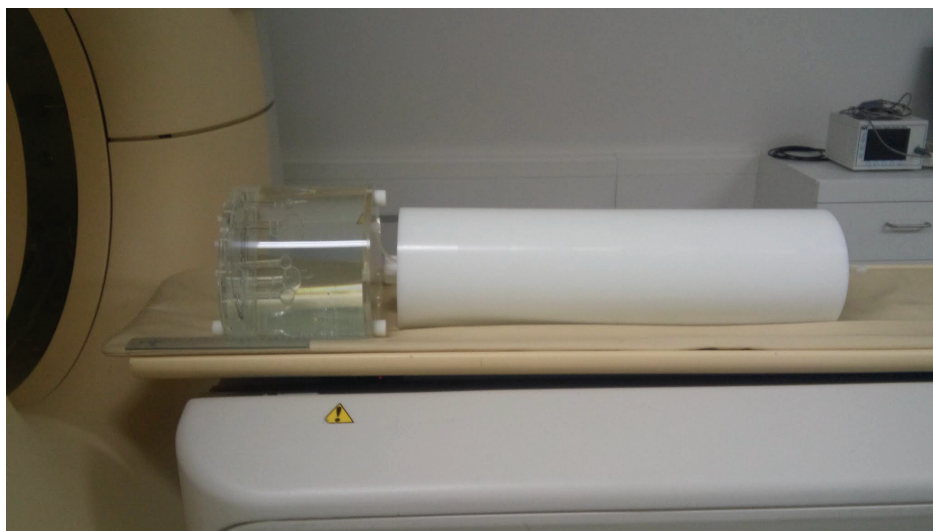


Figura 23 - Posicionamento dos fantasmas *IEC body* e *Scatter* para o teste NEMA de qualidade de imagem.

2. Para a aquisição dos dados, foram preenchidos os campos segundo o manual de utilizador.
3. Os dados foram reconstruídos utilizando o protocolo da NEMA 2001 Image Quality.



## CAPÍTULO 5: RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos com os testes NEMA NU 2001 efetuados ao tomógrafo PET/CT GXL Gemini da Philips. A Secção 5.1 apresenta os resultados da resolução energética. Nas secções 5.2, 5.3, 5.4 e 5.5 são descritos os resultados da resolução espacial, sensibilidade, fracção de dispersão, contagens aleatórias e dispersas e qualidade de imagem, respetivamente. Por fim, na Secção 5.6, é apresentada a discussão dos resultados obtidos.

### 5.1. Resolução energética

A Tabela 3 apresenta os resultados obtidos para a resolução energética do tomógrafo. Estes resultados foram calculados automaticamente pelo software do sistema programa do mesmo e os valores são expressos em termos de energia global e energia local do sistema (ver Secção 3.4.1).

Tabela 3 - Medidas da resolução energética.

<b>Energia Global FWHM</b>	17,121%
<b>Energia Local FWHM</b>	17,398%

### 5.2. Resolução espacial

As tabelas 3 e 4 resumem os valores obtidos para a resolução transversal e axial, respectivamente. A resolução espacial foi avaliada em axial e transaxial. As medições foram efetuadas com (X, Y) em centímetros iguais a (0, 1), (0, 10) e (10, 0), e Z igual a 0 e 4,5 cm.

Tabela 4 - Medidas obtidas para a resolução espacial na direcção transversal.

Posição da fonte (cm)			Resolução espacial na direcção transversal (mm)					
X	Y	Z	Centrada		Radial		Tangencial	
			FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
0	1	0	5,59	11,57				
0	1	4,5	5,58	11,55				
0	10	0			6,27	11,84	6,04	12,06
0	10	4,5			6,40	12,16	6,20	12,84
10	0	0			6,28	11,77	5,93	12,00
10	0	4,5			6,31	12,34	6,01	12,57
<b>Média</b>			<b>5,58</b>	<b>11,56</b>	<b>6,32</b>	<b>12,03</b>	<b>6,04</b>	<b>12,37</b>

Tabela 5 - Medidas obtidas para a resolução espacial na direção axial.

Posição da Fonte (cm)			Resolução espacial na direção axial (mm)	
X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	FWHM (mm)	FWTM (mm)
0	1	0	5,59	11,57
0	1	4,5	5,58	11,55
0	10	0	7,24	14,01
0	10	4,5	6,37	13,27
10	0	0	6,55	13,22
10	0	4,5	7,16	14,03
Média			6,46	13,24

A resolução a 1 cm do centro, é de 5,59 mm nas direções transversal e axial. Os valores tornam-se maiores com o afastamento da fonte do centro tanto para a resolução transversal como para a axial. Estes valores foram obtidos pelo processamento automático do *software* do equipamento em estudo.

### 5.3. Sensibilidade

A sensibilidade do PET/CT Gemini GXL da Philips foi avaliada ao centro e com um deslocamento vertical de 10 cm em relação ao centro.

Verifica-se uma curva triangular para a medição ao centro (Figura 24). Já na medição a 10 cm do centro, a curva apresenta um ligeiro desvio entre os cortes 30 e 40 (Figura 25). No corte central a sensibilidade apresenta um valor próximo de 182 cps/MBq quando a fonte está centrada, e de aproximadamente 181 cps/MBq quando a fonte se encontra desviada 10 cm do centro.

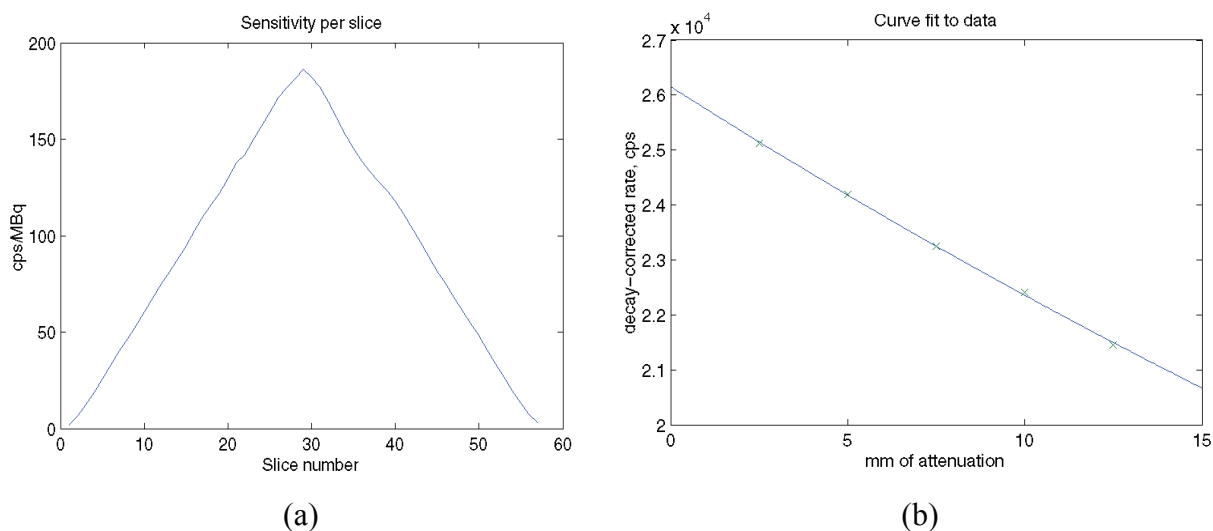


Figura 24 - Sensibilidade ao centro. (a) Variação da sensibilidade por corte. (b) Taxa de contagens com correção do decaimento por espessura de atenuação (são assinalados 5 ponto correspondentes às 5 mangas do fantoma utilizado).

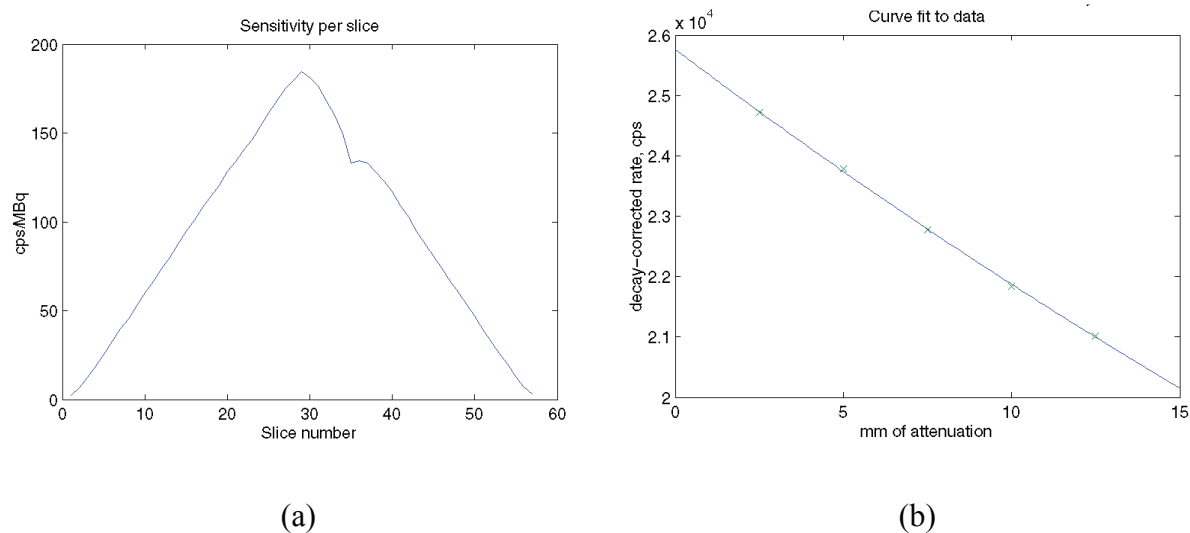


Figura 25 - Sensibilidade a 10cm do centro. (a) Variação da sensibilidade por corte. (b) A espessura de atenuação é relacionada com as contagens com correção do decaimento adquiridas.

A atividade calibrada foi de 4,921 MBq, no início do teste, às 19:00min. Relativamente à sensibilidade ao centro, o valor obtido foi de 5314 cps/MBq, tendo sido de 5235 cps/MBq a 10 cm do centro. Este valor é obtido através do quociente entre o valor de  $2,6 \times 10^4$  (ver Figura 24), obtido por extrapolação para uma espessura de atenuação nula, e a atividade da fonte no início do teste, no caso da determinação da sensibilidade ao centro. Para a determinação da sensibilidade a 10cm é utilizado o valor extrapolado para 0 mm de atenuação observado no gráfico da Figura 25, sendo este cerca de  $2,6 \times 10^4$ , a dividir pela atividade da fonte no início do teste.

#### 5.4. Fração de dispersão, contagens aleatórias e dispersas

A Tabela 6 apresenta o valor da fração de dispersão (com e sem correção de decaimento), o pico da taxa de contagens verdadeiras, o pico de NECR considerando tanto a correção de *randoms* por subtração directa baseada na taxa de contagens de eventos simples (1r), como por subtração de coincidências obtidas com linha de atraso (2r), e a concentração da atividade nos picos.

Tabela 6 - Valores resultantes do teste efetuado relativos à fração de dispersão, pico da taxa de contagens, NECR e concentração de atividade no pico de NECR a 1r e a 2r.

Fração dispersão (sem correção)	39,33%
Fração dispersão (correção decaimento)	39,32%
Pico da taxa de contagens verdadeira	194,613 Kcps
Pico NECR 1r	62,511 Kcps
Pico NECR 2r	45,397 Kcps
Concentração da Atividade no pico verdadeiro	0,456 uCi/mL
Concentração da atividade no pico NECR 1r	0,377 uCi/mL
Concentração da atividade no pico NECR 2r	0,283 uCi/mL

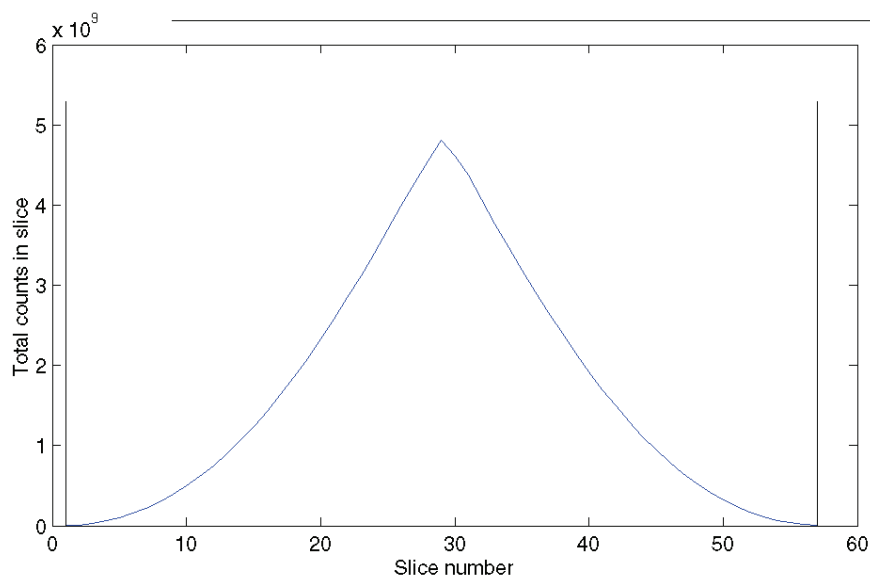


Figura 26 - Variação das contagens em cada corte adquirido.

As contagens totais obtidas para cada corte encontram-se ilustradas na Figura 26. As taxas de eventos dispersos, verdadeiros, aleatórios, e total em função da concentração de actividade da fonte no fantoma, encontram-se ilustradas no gráfico da Figura 27. O gráfico da Figura 28

apresenta a fracção de eventos dispersos em função da concentração de actividade da fonte no fantoma. O gráfico da Figura 29 apresenta as curvas de NECR para 1r e 2r.

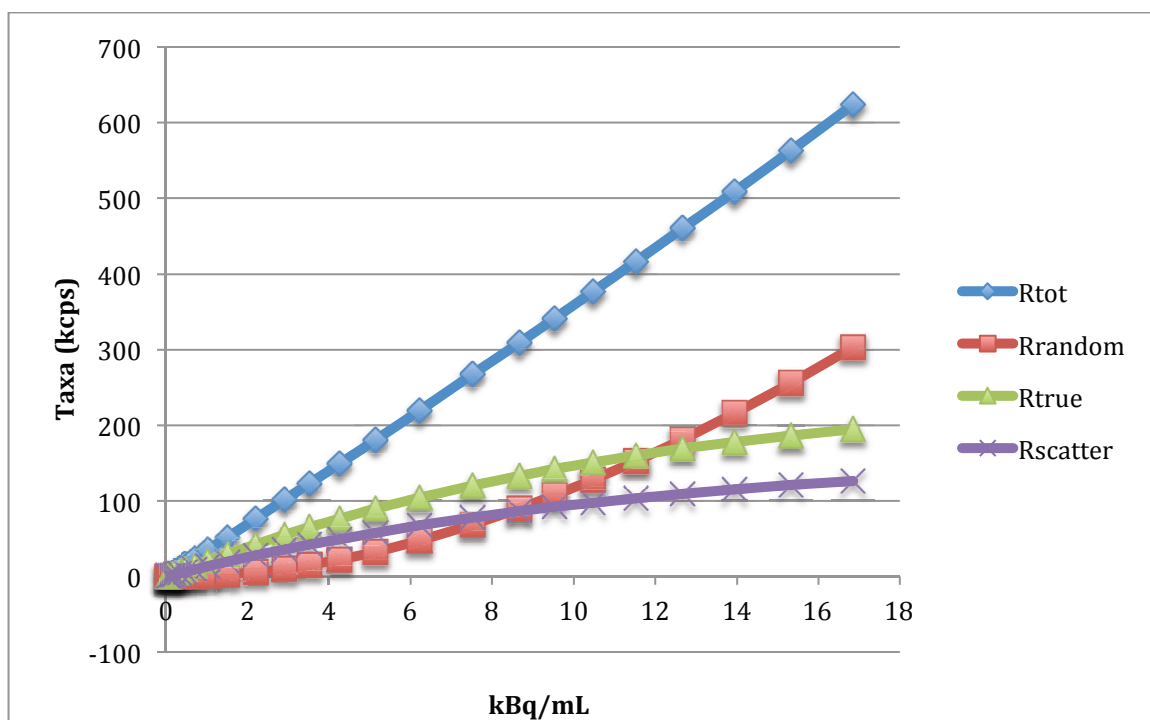


Figura 27 - Variação da taxa de eventos verdadeiros, aleatórios, dispersos e a soma de todos por concentração de atividade.

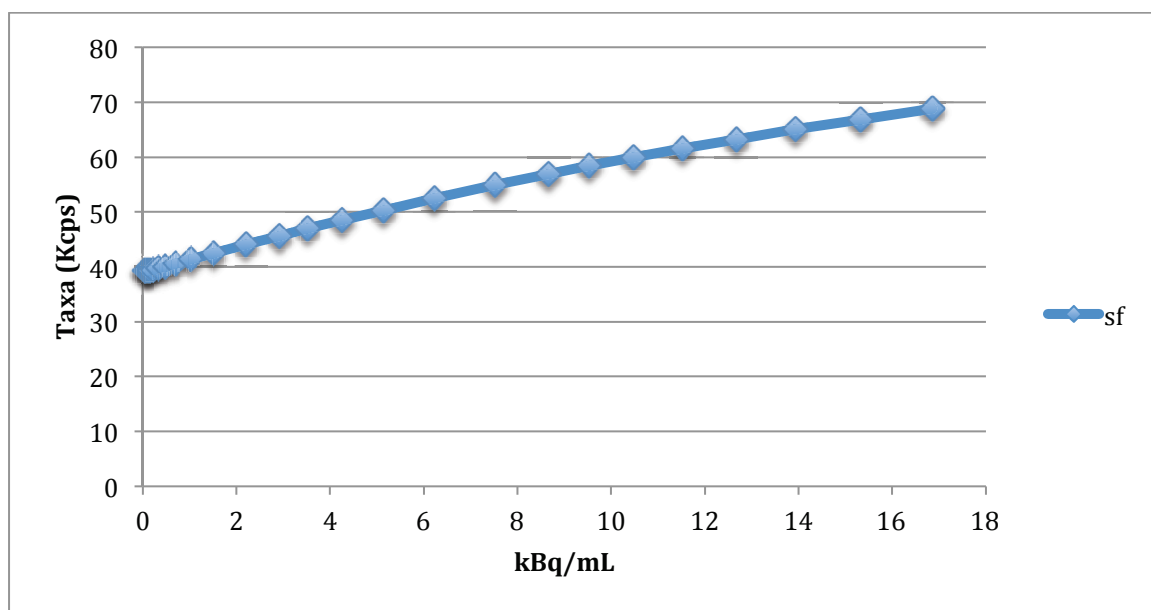


Figura 28 - Variação da fracção de dispersão ao longo da variação da concentração de atividade.

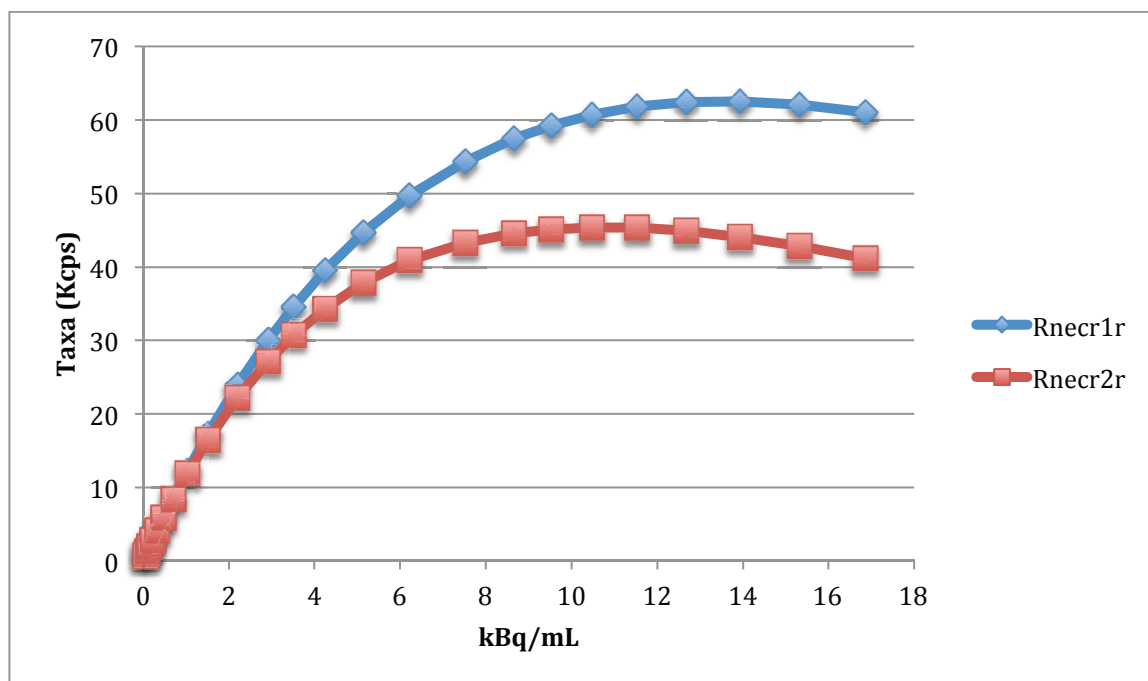


Figura 29 - Variação do valor do NECR1r e NECR2r ao longo da variação da concentração da atividade.

### 5.5. Qualidade de imagem

O teste para determinação da qualidade de imagem avalia o contraste e a variabilidade. Os resultados deste teste deveriam ter sido obtidos pela análise semi-automática do software do tomógrafo, apenas seria necessário que o operador selecionasse o corte e ajustasse as ROIs. No entanto, verificámos que na imagem adquirida as esferas se encontravam dispostas no fantoma de forma invertida relativamente ao que era necessário para o processamento automático, pelo que não era possível ajustar as ROIs com as esferas. De modo a poder usar o procedimentos automáticos, foi necessário efectuar uma rotação de 180° da parte central da imagem, tendo para o efeito sido selecionados 42pixels centrais numa área circular (que contém todas as esferas). Desta forma foi possível fazer o ajuste das ROIs para as esferas e obter resultados. No entanto, o fantoma utilizado tinha 3 esferas partidas antes da utilização para os testes, sendo que uma se encontrava com o centro desviado relativamente ao especificado nas normas NEMA NU2-2001, e as outras duas, que são as esferas mais pequenas, tinham as posições trocadas. Deste modo, tivemos que efetuar 4 processamentos distintos, em que em cada um deles ficava bem centrada apenas uma das esferas, ou seja:

- O primeiro processamento teve em conta a esfera de 22mm, como ilustra a Figura 30;
- No segundo processamento, as ROIs foram ajustadas às esferas frias, que são as duas maiores;
- No terceiro processamento, o corte escolhido passa no centro das esferas mais pequenas, tendo o alinhamento das ROIs sido ajustado a estas.

- No último processamento teve em conta a posição correta da esfera de 17 mm, que se encontrava inclinada.

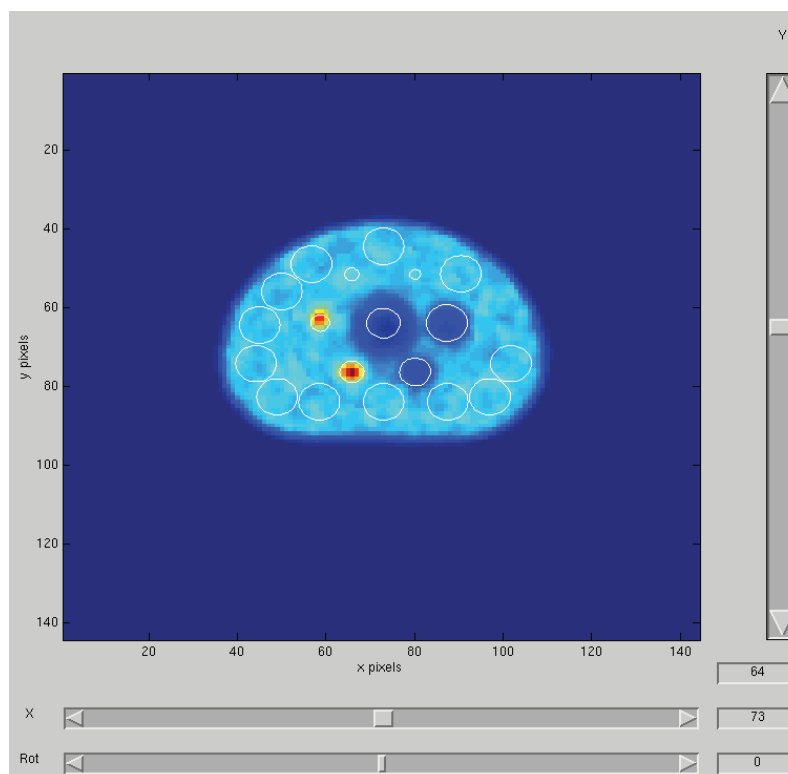


Figura 30 - Alinhamento das ROIs, tendo em conta a esfera de 22mm.

Os resultados obtidos para cada uma das esferas encontram-se resumidos na **Tabela 7**.

Tabela 7 - Valores de contraste e variabilidade para cada esfera.

<b>Diâmetro da esfera (mm)</b>	10,00	13,00	17,00	22,00	28,00	37,00
<b>Contraste (%)</b>	9,69	24,93	39,64	40,84	60,44	64,14
<b>Variabilidade (%)</b>	5,65	6,04	4,24	4,02	4,40	3,96

## 5.6. Discussão

As especificações técnicas do tomógrafo PET Philips Gemini GXL encontram-se publicadas por vários autores incluindo o fabricante (Surti & Joel S., 2004) (Strigl, Martínez, Zach, Ziegler, & Klaus, 2006) (Gregory, Partridge, & Flower) (Lamare, Turzo, Bizais, Rest, & Visvikis, 2006) (Med Wow, 2014) (Pepe, Savi, Matarrese, Gianolli, Sudati, & Gilardi, 2009). É com base no estudo dos parâmetros que nos permite obter informação sobre o desempenho do equipamento. São utilizados os testes especificados nas normas NEMA NU2 para

aceitação do equipamento aquando a sua instalação num serviço e também para verificação do mesmo sempre que necessário. Foram testados os parâmetros de resolução energética, espacial, sensibilidade, fração de dispersão e contagens aleatórias e comparados com valores já publicados.

### **Resolução energética**

A resolução energética obtida pelos testes efetuados ronda os 17%. Segundo as especificações do fabricante e *Sathiakumar et al.*, o tomógrafo PET em estudo deve apresentar uma resolução energética de 15%. Verifica-se que a resolução energética é cerca de 13,3% inferior à especificada pelo fabricante. Dado que, o grau em que os eventos dispersos são aceites depende da resolução de energia dos detectores e do limiar de energia inferior (408,8 KeV) associado à janela de energia, apresentando o tomógrafo uma resolução energética inferior à especificada associado ao referido valor de janela de energia, são aceites mais eventos dispersos, contribuindo para uma diminuição da qualidade de imagem.

### **Resolução espacial**

A resolução espacial do sistema foi avaliada segundo as direcções axial e tangencial. Os valores apurados são melhores ao centro do que na periferia.

O valor obtido referente à resolução espacial a 1 cm do centro, foi de 5,59 mm nas direcções transversal e axial. Comparando o valor com o relatado por *Sathiakumar et al.*, de 5,1 mm na mesma posição, verificamos uma diferença de cerca de 9,4% da resolução espacial. Isto significa que, o equipamento em estudo tem menos 9,4% de capacidade de distinguir dois pontos num objeto. Ou seja, dois eventos detetados numa distância inferior a 5,59 mm o tomógrafo não consegue distingui-los, considerando apenas a soma destes.

Na periferia, os valores da resolução espacial aumentam, tornando-se superiores a 6mm. O que seria de esperar uma vez que a resolução espacial diminui do centro para periferia.

### **Sensibilidade**

A partir da sensibilidade medida ao centro e a 10cm, foi possível traçar gráficos indicativos da variação da detecção da sensibilidade por corte. Estas curvas, segundo as normas NEMA são curvas triangulares, tal como as que obtivemos. Verificamos que o gráfico da medição da sensibilidade a 10 cm apresenta uma diminuição da taxa de contagens detetada entre os cortes 30 e 40. Razão pela qual não atribuímos a nenhum fato acontecido conhecido. Poderá ser algum erro de processamento, ou mesmo algum erro decorrido na parte experimental desconhecido. Relativamente aos valores publicados da sensibilidade ao centro, *Strigl et al.* e *Surti et al.*, 4370 cps/MBq, e 4360 cps/MBq, respetivamente, e a obtida, 5314 cps/MBq, verificamos que o tomógrafo em análise neste teste apresentou uma sensibilidade superior. Tomando como média dos valores de sensibilidade publicados, 4365 cps/MBq, a

sensibilidade do PET GXL Gemini da Philips é 21,7% superior. Ainda que, a janela de energia utilizada por *Surti et al*, apresente um *lower level discriminator* (LLD) cerca de 1,2 KeV inferior ao utilizado, não justifica a diferença verificada.

### **Fração de dispersão**

A fração de dispersão identificada com o teste NEMA NU2-2001 para o tomógrafo em estudo é de 39,33% sem correção de decaimento e 39,32% com correção de decaimento. Segundo as especificações do fabricante e *Sathiakumar et al.*, a fração de dispersão deve apresentar um valor de 35%. O aumento verificado de cerca de 12,3% da fração de dispersão implica que, a razão entre os eventos dispersos e a soma dos eventos verdadeiros e dispersos seja superior á especificada. Assim, o ruído na imagem aumenta contribuindo para uma perda de contraste na imagem.

### **Taxa de contagem dispersa e aleatória**

Verificamos que o pico do total de eventos não foi obtido, uma vez que a atividade utilizada não foi suficiente. No caso de se ter utilizado uma atividade superior para a execução do teste, verificar-se-ia a acensão da curva até atingir um determinado *plateau* e depois um ligeiro decréscimo. Isto porque, o número de eventos detectados por concentração da atividade são tão elevados que levam a que o tempo morto do sistema não consiga detectar mais (atinge o *plateau*) e por isso a detecção tende a diminuir.

O valor de NECR 1r e 2r, determinados para o tomógrafo em estudo foi cerca de 60 Kcps para uma concentração de atividade de 11 kBq/cc e 45 Kcps para a mesma concentração de atividade, respetivamente. O NECR 1r medido é cerca de 14,3% mais baixo do que o valor de 70 Kcps com 11 kBq/cc especificado pelo fabricante. O que significa que são incluídos mais eventos dispersos e aleatórios. Comparando o valor de NECR 1r e 2r verifica-se que o valor de 2r é inferior. O valor de NECR 2r não é especificado pelo fabricante.

O máximo NECR ocorre quando a taxa de aleatórios iguala aos verdadeiros, o que indica que o pico de atividade NECR não é limitado pelo tempo morto do scanner. O valor mais elevado de NECR permite um tempo de aquisição mais reduzido, uma vez que a taxa de eventos verdadeiros é elevada, permitindo boa qualidade da imagem.

### **Qualidade de imagem**

Todos os valores obtidos para todos os tamanhos das esferas são relativamente próximos dos valores referenciados por *Sathiakumar et al.*, mas sempre inferiores. A diferença maior entre os valores publicados e os obtidos encontra-se na esfera menor, cerca de 41,3%. Com o aumento do tamanho das esferas, a diferença entre os valores torna-se menor, em que o valor mais próximo referente à percentagem de contraste, é encontrado na esfera de 28 mm, cerca de 3,19%.

O teste de qualidade de imagem mostrou que esferas quentes mais pequenas são facilmente detectáveis, mas a menor esfera mostrou menor contraste, o que dificulta a quantificação devido ao efeito de volume parcial e alta variabilidade. As esferas maiores, as frias, apresentam uma percentagem de contraste mais elevado (60,44% e 64,14% para a esfera de 28 e 38 mm respetivamente) e a variabilidade mais baixa corresponde à esfera maior, 3,96%.

Em geral, verifica-se que o equipamento em estudo apresenta alto contraste de imagem, levando a uma boa qualidade de imagem visual.

## CAPÍTULO 6: CONCLUSÃO E TRABALHO FUTURO

Na Secção 6.1 é apresentada a conclusão do trabalho de projeto desenvolvido. Por último, na Secção 6.2 sugerem-se possíveis trabalhos futuros.

### 6.1. Conclusão

O objetivo deste trabalho foi avaliar e analisar as características de desempenho do PET/CT Gemini GXL da Philips segundo as Normas NEMA NU 2-2001.

Os testes de verificação revelaram que o equipamento apresenta a resolução energética e espacial, a fração de dispersão, o NECR, e contraste inferiores ao documentado. Apenas a sensibilidade determinada foi superior à especificada pelo fabricante e documentada por autores.

A resolução energética medida apresentou uma diferença de 13,3% em relação às especificações do fabricante e *Sathiakumar et al.*. Uma vez que a janela de energia utilizada neste trabalho e por *Sathiakumar et al.* foi a mesma, o tomógrafo em estudo como apresenta uma resolução energética inferior, é capaz de aceitar mais eventos dispersos contribuindo para uma diminuição da qualidade de imagem.

A resolução espacial a 1 cm do centro, foi de 5,59 mm nas direções transversal e axial, cerca de 9,4% inferior á relatada por *Sathiakumar et al.*, de 5,1 mm na mesma posição. Ou seja, dois eventos detetados numa distância inferior a 5,59 mm o tomógrafo não consegue distingui-los.

Relativamente ao valor obtido para a sensibilidade ao centro, cerca de 5314 cps/MBq, traduz uma sensibilidade superior, cerca de 21,7%, do tomógrafo em análise relativamente ao valor da sensibilidade publicada por *Strigl et al.* e *Surti et al.*, (4370cps/MBq, e 4360 cps/MBq, respetivamente).

A fração de dispersão identificada com o teste NEMA NU2-2001 para o tomógrafo em estudo em relação à documentada é de 12,3% superior. Este aumento implica que, a razão entre os eventos dispersos e a soma dos eventos verdadeiros e dispersos seja superior á especificada. Assim, o ruído na imagem aumenta contribuindo para uma perda de contraste na imagem.

O NECR 1r determinado para o tomógrafo em estudo foi de 60 Kcps para uma concentração de atividade de 11 kBq/cc. Este valor medido é cerca de 14,3% mais baixo do que o valor de 70 Kcps para a mesma concentração de actividade especificado pelo fabricante. O que significa que para a mesma janela de energia, são incluídos mais eventos dispersos e aleatórios.

O teste de qualidade de imagem mostrou que o equipamento em estudo apresenta alto contraste de imagem para as esferas maiores, diminuindo com o tamanho das esferas. Entre os valores publicados e os obtidos, a diferença maior reside na esfera mais pequena, cerca de 41,3%. Já a proximidade entre os valores é encontrada nas esferas maiores. Estas são as que

apresentam uma percentagem de contraste mais elevado (60,44% e 64,14% para a esfera de 28 e 38 mm respetivamente) e a variabilidade mais baixa corresponde à esfera maior, 3,96%.

## 6.2. Trabalho futuro

Para um futuro trabalho, sugere-se uma nova aquisição dos dados em *list mode* para ser possível utilizá-los num *software*, por exemplo o MATLAB para, segundo as fórmulas descritas nas normas NEMA, determinar o valor dos parâmetros de desempenho do equipamento.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- About us: ELSE Internal Production.* (s.d.). Obtido em Novembro de 2016, de ELSE Internal Production: <http://www.el-se.com/en/prodotti/nuclear-medicine/quality-control/phantoms/nema-iec-pet-body/>.
- Abrunhosa, A., & Prata, M. (2008). Radiofármacos: desenvolvimento e principais aplicações. In J. J. Lima, *Física em Medicina Nuclear* (pp. 119-59). Coimbra, Portugal: Imprensa da Universidade de Coimbra.
- Ahmed, S. (2007). *Physics and Engineering of Radiation Detection*. Elsevier Science.
- Bailey, D., Townsend, D., Valk, P., & Maisey, M. (2005). *Positron Emission Tomography*. London: Springer.
- Brownell, G. L. (1999). A History of positron imaging. *Physics Research Laboratory, Massachusetts General Hospital*.
- Capintec, I. (s.d.). *NEMA PET Sensitivity Phantom*. Obtido em 2016, de <http://www.capintec.com/product/nema-pet-sensitivity-phantom/>
- CapMed+*.(s.d.). Obtido em 2016, de CapMed+: [https://capmedplus.com/equipment/ct/philips/philips\\_gemini\\_tf\\_pet\\_ct/](https://capmedplus.com/equipment/ct/philips/philips_gemini_tf_pet_ct/)
- Dondi, M., El Fakhri, G., Fulton, R., Gray, J., McLean, I., Marengo, M., et al. (2009). *PET and PET/CT Physics*. Obtido em 2016, de International Atomic Energy Agency (IAEA): <http://www-pub.iaea.org/books/IAEABooks/8002/Quality-Assurance-for-PET-and-PET-CT-Systems>
- Gregory, R., Partridge, M., & Flower, M. (s.d.). Performance Evaluation of the Philips "Gemini" PET/CT System.
- Hyatt, A. (2007). Advancing Nuclear Medicine Through Innovation. *Journal of Radiotherapy in Practice*, 165-166.
- Infinityurgent - in vivo small animal imaging lab.* (2004). Obtido em 2016, de Infinity: <http://www.infinityurgent.be/research-development/a-history-of-medical-imaging>
- Jadvar, H., & Parker, J. (2005). *Clinical PET and PET/CT*. London: Springer.
- Kim, E., Lee, M.-C., Inoue, T., & Wong, W.-H. (2013). *Clinical PET and PET/CT* (2nd Edition ed.). New York: Springer.
- kim, E., TomioInoue, M.-C., & Wong, W.-H. (2013). *Clinical PET and PET/CT. Principles and Applications*. Springer.
- Lamare, F., Turzo, A., Bizais, Y., Rest, C., & Visvikis, D. (2006). Validation of a Monte-Carlo simulation of the Philips Allegro/Gemini PET systems using GATE. *Physics in Medicine and Biology*, 51, 943-962.
- Lin, E., & Alavi, A. (2009). *PET and PET/CT: A clinical Guide*. New York: Thieme.
- Med Wow.* (2014). Obtido em 2016, de Your Global Medical Equipment Platform: <http://www.medwow.com/med/petct/philips/gemini-gxl-petct/29230.model-spec>
- National Electrical Manufacturers Association.* (s.d.). Obtido em 6 de Maio de 2016, de The Association of Electric Equipment and Medical Imaging Manufactures: <http://www.nema.org/About/pages/default.aspx>

- NEMA(2001). (2001). NEMA Standards Publication NU 2-2001: PERFORMANCE MEASUREMENTS OF POSITRON EMISSION TOMOGRAPHS. *National Electrical Manufacturers Association* .
- Pedroso Lima, J. (2008). *Física Em Medicina Nuclear*. Coimbra: Imprensa da Universidade de Coimbra.
- Pepe, A., Savi, A., Matarrese, M., Gianolli, L., Sudati, F., & Gilardi, M. (2009). Performance characteristics of a BGO and GSO PET/CT scanner for the non-pure positron emitter  $^{64}\text{Cu}$ . *IFMBE Proceedings - World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering* , 402-405.
- Podgorsak, E. (2006). *Radiation Physics for Medical Physics*. Springer.
- Portnow, L. H. (2013). The history of cerebral PET scanning: From physiology to cutting-edge technology. *Neurology*, 80(10) . <http://doi.org/10.1212/WNL.0b013e318285c135> , 952–956.
- Ruxa, A. (2013). Avaliação e Optimização de Métodos de Correção de Atenuação em PET2013 . [http://run.unl.pt/bitstream/10362/11193/1/Ruxa\\_2013.pdf](http://run.unl.pt/bitstream/10362/11193/1/Ruxa_2013.pdf) .
- Saha, G. (2010). *Basics of PET Imaging*. Springer.
- Sathiakumar, C., Som, S., Eberl, S., & Lin, P. (2010). NEMA NU 2-2001 performance testing of a Philips Gemini GXL PET/CT scanner. *Australas Phys Eng Sci Med* , 199-209.
- Schmitz, R., Alessio, A., & Kinahan, P. *The Physics of PET/CT scanners*.
- Sousa, J. M. (2013). *SIMULATION STUDY OF A WIDE AXIAL FIELD OF VIEW POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY SYSTEM BASED ON RESISTIVE PLATE CHAMBER DETECTORS*.
- Strigl, M., Martínez, M.-J., Zach, C., Ziegler, S., & Klaus, H. (2006). Performance evaluation of the PET Sub-systems of two PET/CT imagers according to NEMA standard NU2-2001. *Zeitschrift für Medizinische Physik* , 16, 83-91.
- Surti, S., & Joel S., K. (2004). Imaging Characteristics of a 3-Dimensional GSO Whole-Body PET camera. *Journal of Nuclear Medicine* , 45, 1040-1049.
- Townsend, D. W. (2008). Combined PET/CT: the historical perspective. *Seminars in Ultrasound, CT, and MR*. <http://doi.org/10.1053/j.sult.2008.05.006> , 232–235.
- Townsend, D., Beyer, T., & Blodgett, T. (2003). PET/CT Scanners: A Hardware Approach to Image Fusion. *Seminars in Nuclear Medicine* , XXXIII, 193-204.
- Wagner, H. (2004). *What is Nuclear Medicine?* Obtido em 2016, de Society of Nuclear Medicine: <http://interactive.snm.org/docs/whatisnucmed.pdf>